

VŠB-Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Telemetrie biologických veličin s využitím
Bluetooth Low Energy
Bluetooth Low Energy based biosignal telemetry

2015

Filip Marynčák

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Filip Marynčák**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Telemetrie biologických veličin s využitím bluetooth low energy**
Bluetooth Low Energy Based Biosignal Telemetry

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se se standardem Bluetooth low energy a elektrokardiografií.
2. Výběr a popis vybraných modulů pro měření EKG a bluetooth low energy komunikaci.
3. Návrh a realizace funkčního zařízení pro měření 12-ti svodového EKG a bezdrátovým přenosem měřených dat do mobilního zařízení s OS Android pomocí standardu bluetooth low energy.
4. Návrh a realizace software pro OS Android a vybrané mobilní zařízení (tablet) pro okamžitou a kontinuální vizualizaci a ukládání dat měřených zařízením realizovaným v bodě 3 tohoto zadání.
5. Zhotovení uživatelského manuálu k vytvořenému zařízení a software.
6. Provedení testů realizovaného měřicího řetězce a software.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] *Body Sensor Network*. Editor Guang-Zhong YANG. London (UK): Springer-Verlag, 2006. 493 s. ISBN 978-1-84628-272-0.
[2] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. 1.vyd. Ostrava: VŠB – TU Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1605-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Datum: 6.5.2015

Podpis: *Maryšák*

Poděkování

Děkuji vedoucímu své bakalářské práce Ing. Martinu Černému, Ph.D. za výborné vedení a cenné rady při zpracování této bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval Mgr. Ing. Michalu Krumníkovi, Ph.D., za poskytování odborných konzultací při tvorbě aplikace a také Ing. Michalu Suderovi, za cennou pomoc při tvorbě hardwarové části.

Abstrakt

V této bakalářské práci je realizováno měření EKG s bezdrátovým přenosem přes Bluetooth Low Energy do tabletu s operačním systémem Android. K realizaci bezdrátového přenosu byl vybrán modul connectBlue OLP425 od firmy u-blox. Pro měření EKG signálu byl zvolen modul EMI12 od firmy Corscience. Měřené hodnoty jsou přes Bluetooth Low Energy posílány do FIFO charakteristiky a zobrazovány na tabletu Nexus 7 od firmy Asus. Přenos funguje jako bezdrátová sériová linka. Elektrická zapojení jsou na dvou deskách plošných spojů, které jsou navzájem propojeny a vloženy do transparentní ochranné krabičky. Zapojení je napájeno čtyřmi bateriemi AAA o celkovém napětí 6 V. Aplikace v tabletu zobrazuje aktuální měřené hodnoty 6- svodového EKG s možností uložené hodnot do .csv souboru pro další analýzu.

Klíčová slova

Bluetooth Low Energy, EKG, Android

Abstract

In this thesis is realized ECG measurement with wireless transmission via Bluetooth Low Energy to tablet running Android. To realize wireless transmission the connectBlue OLP425 from ublox module has been chosen. For measurement of the ECG signal EMI12 from Corscience was selected. Measured values are sent to FIFO characteristic over Bluetooth and displayed on the tablet, in this thesis specifically Nexus 7 from Google. Transfer works like a wireless serial port. Electrical wiring has been implemented on 2 printed circuit boards which are connected together and encapsulated in transparent protective box. Connection is powered by four AAA batteries with total voltage of 6 V. Application on table displays actual measured values of 6- lead ECG with possibility to save values into .csv file for further analysis.

Key Words

Bluetooth Low Energy, ECG, Android

Seznam použitých zkratek

EKG – Elektrokardiografie

BLE – Bluetooth low energy

LE – Low Energy

OS – Operační systém

AV – atrioventrikulární

SA – sinoatriální

PAN – Personal area network

BR – Basic rate

EDR – Enhanced data rate

CRC – Cyklický redundantní součet

AFH – Adaptive frequency hopping

GATT – Generic attribute profile

RSSI – Received Signal Strength Indicator

L2CAP – Logical Link Control and Adaptation Protocol

ACL – Asynchronous Connectionless

UUID – Universally Unique Identifier

UART – Universal Asynchronous Receiver and Transmitter

TI – Texas Instruments

FIFO – First In First Out

DPS – Deska plošných spojů

API – Application Programming Interface

CSV – Comma-Separated Values

BPM – Beats Per Minute

Obsah

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | Úvod..... | 1 |
| 2 | Teorie a rozbor problematiky..... | 2 |
| 2.1 | Srdce..... | 3 |
| 2.2 | Převodní systém srdeční..... | 4 |
| 2.3 | Elektrokardiografie..... | 5 |
| 2.3.1 | EKG Svody..... | 5 |
| 2.3.2 | EKG křivka..... | 7 |
| 2.3.3 | Konstrukce přístroje EKG | 9 |
| 2.4 | Technologie Bluetooth | 10 |
| 2.4.1 | Historie bluetooth..... | 10 |
| 2.4.2 | Topologie Sítě | 11 |
| 2.4.3 | Technické parametry a specifikace | 12 |
| 2.4.4 | Bluetooth Low Energy | 12 |
| 3 | Rešerše | 16 |
| 3.1 | Cíl rešerše..... | 17 |
| 3.2 | Články | 17 |
| 3.3 | Závěr rešerše | 20 |
| 4 | Návrh a realizace měřicího řetězce | 21 |
| 4.1 | Elektrokardiograf Corscience EMI12 | 21 |
| 4.1.1 | Komunikační protokol EMI12 | 22 |
| 4.2 | Testované Bluetooth moduly..... | 23 |
| 4.2.1 | Bluegiga BLE112 | 23 |
| 4.2.2 | u-blox connectBlue OLP425 | 25 |
| 4.3 | Návrh a realizace DPS..... | 29 |
| 4.3.1 | Napájení a stabilizátory | 29 |
| 4.3.2 | Měnič logických úrovní..... | 29 |
| 4.3.3 | Vypínač a LED diody..... | 30 |
| 4.3.4 | Rozmístění součástek na desce..... | 30 |
| 4.3.5 | Umístění DPS do krabiček | 31 |

| | | |
|-------|--|----|
| 5 | Aplikace pro tablet s OS Android | 32 |
| 5.1.1 | Popis aplikace..... | 33 |
| 5.1.2 | Spuštění aplikace a inicializace bluetooth | 33 |
| 5.1.3 | Vyhledávání a připojení k zařízení..... | 34 |
| 5.1.4 | Zapnutí notifikací a konfigurace EMI12 | 35 |
| 5.1.5 | Příjem dat a vykreslování EKG..... | 36 |
| 5.1.6 | Uložení dat a ukončení aplikace..... | 37 |
| 5.1.7 | Nápověda pro uživatele | 38 |
| 6 | Testování | 39 |
| 6.1 | Úprava software na základě testování | 42 |
| 7 | Závěr | 45 |
| 8 | Literatura | 47 |
| 9 | Přílohy | 49 |

1 Úvod

Trendem v dnešní době je odstraňování drátových spojení a nahrazování je spojeními bezdrátovými. Je mnoho technologií, které dokáží přenášet data bezdrátově, ale v této bakalářské práci bude využita technologie Bluetooth, konkrétně verze 4.0 či Low Energy. Bluetooth je hojně využíváno v širokém odvětví průmyslu, lékařství nebo například fitness doplňků. Podporu pro Bluetooth má v dnešní době skoro 100% notebooků, tabletů nebo mobilních telefonů.

Ve zdravotnictví nalezneme mnoho využití, kde je výhodnější přenášet data bezdrátově než drátově. Hlavní výhodou je možný pohyb pacienta se zařízením, či samotného zařízení bez nutnosti připojení kabelů. Nevýhodou všech bezdrátových zařízení je ovšem napájení, kde se musí stále dobíjet nebo měnit baterie. Proto jsou tyto zařízení koncipovány tak, aby měly co nejmenší spotřebu. Bluetooth Low Energy, jak už název vypovídá je cíleno na velice nízkou spotřebu, kde zařízení je schopno vydržet na mincové baterii několik měsíců až rok. Spojením technologie Bluetooth Low Energy a měřicího senzoru, dostaneme zařízení, které je při velmi nízké spotřebě schopno přenášet data například do počítače na sesterně nebo pro ještě větší mobilitu, přenášet data do tabletu nebo chytrého telefonu.

Cílem této bakalářské práce je vytvoření zařízení pro bezdrátový přenos 12-ti svodového EKG pomocí Bluetooth Low Energy. Následný přenos dat bude do tabletu s operačním systémem Android. V rámci práce bude naprogramování modulu Bluetooth pro příjem dat pomocí rozhraní UART z desky pro měření 12-ti svodového EKG, následné zpracování a přeposlání dat do tabletu. Dalším úkolem bude naprogramovat aplikaci pro Android, která bude kontinuálně zobrazovat aktuální měřená data ve formě grafu s možností uložení.

2 Teorie a rozbor problematiky

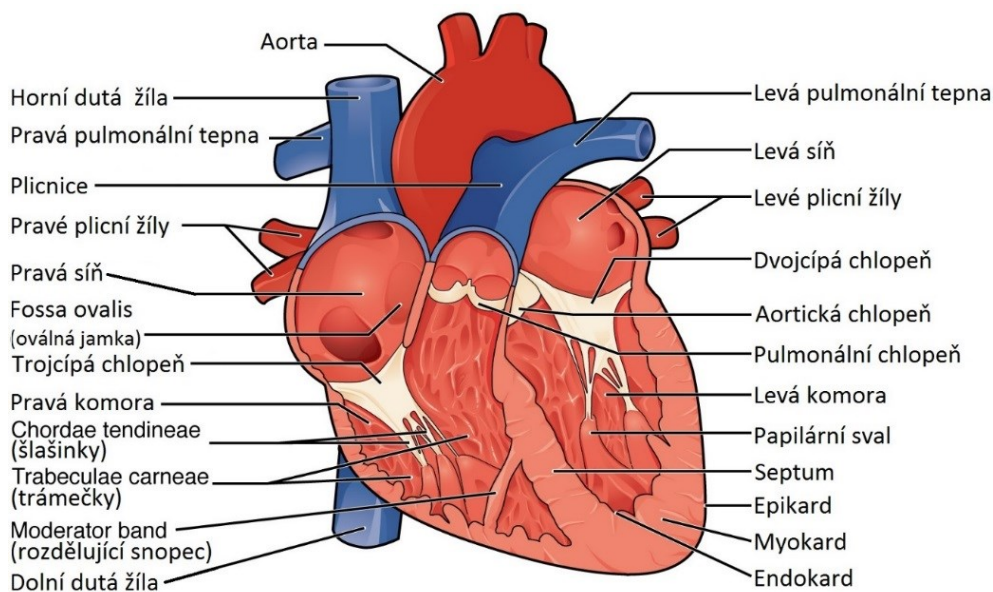
V následujících kapitolách bakalářské práce bude rozebrána teorie potřebná k realizaci telemetrického zařízení s využitím Bluetooth Low Energy. Nejprve, bude popsána anatomie srdce a vznik elektrokardiografické křivky v převodním systému srdečním. Dále bude rozebrána konstrukce elektrokardiogramu, možnosti měření EKG a zobrazování EKG křivky na monitorech a dalších zařízeních.

V dalších kapitolách bude popsána technologie Bluetooth, jeho generace, především pak Bluetooth 4.0 Low Energy.

V další části se práce bude zabývat samotnou realizací telemetrického zařízení pro přenos biologických signálů pomocí technologie Bluetooth Low Energy s podporou pro zařízení s operačním systémem Android.

2.1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který je uložen v hrudníku. Jedna třetina srdce je v pravé části hrudníku a zbylé dvě třetiny jsou v levé části hrudníku. Srdce funguje jako pumpa a pomocí tlaku, který se vytváří při stahu (systole) a poté následujícím ochabnutím (diastola), rozvádí krev a živiny do celého těla. Váha srdce se pohybuje v rozmezí 230 – 340 g a je úměrná věku člověka a objemu srdeční svaloviny.



Obr. 2.1-1 Anatomie srdce [18]

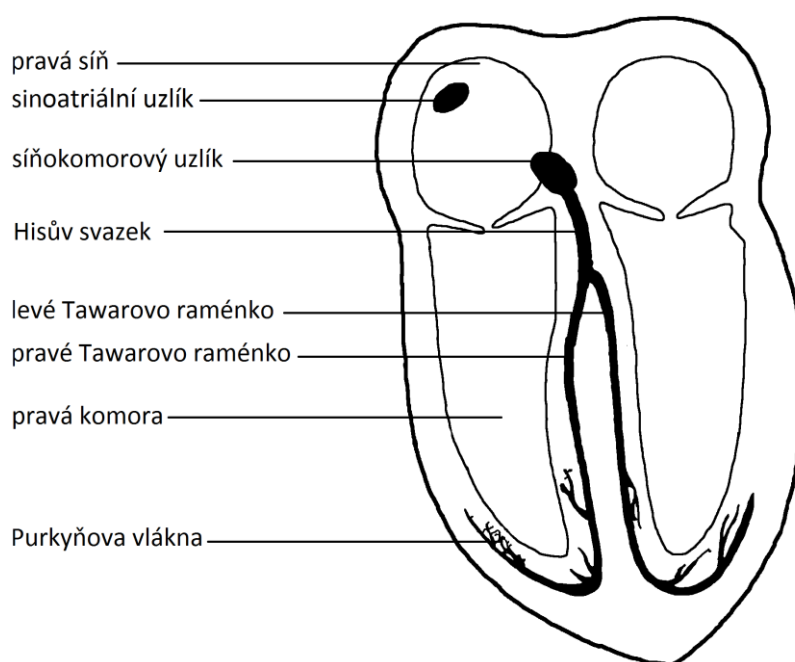
Na srdeční stěně morfologicky rozdělujeme tři vrstvy. Povrchový vazivový obal se označuje jako epikard (lat. *epicardium*). Skládá se ze dvou listů: nástěnný list (lat. *lamina parietalis pericardii*) a vnitřní list epikard (lat. *lamina visceralis pericardii*). Svalová vrstva se skládá z příčně pruhované svaloviny srdeční a je také nejsilnější vrstvou myokardem (lat. *myocardium*). Poslední vnitřní vrstva, která přilehá na myokard se nazývá nitroblána srdeční (lat. *endocardium*).

Lidské srdce dělí přepážky (lat. *septum*) na pravou a levou polovinu. Každá polovina se dále člení na dvě dutiny, síň (lat. *atrium*) a komoru (lat. *ventriculus*). Do pravé síně ústí horní a dolní dutá žíla (lat. *vena cava superior et inferior*), které sbírají krev z celého těla. Hovoříme o krvi odkysličené. Ze síně krev proudí přes trojčípou chlopeň (lat. *valva tricuspidalis*) do pravé komory a odtud je plicnicí (lat. *artera pulmonalis*) vedena do plic k okysličení. Z plic je vedena krev do levé srdeční síně čtyřmi plicními žilami (lat. *venae pulmonales*). Přes dvojcípou chlopeň (lat. *valva bicuspidalis, mitralis*) krev protéká do levé komory, ze které vystupuje srdečnice (lat. *aorta*). Aortou je krev přiváděna zpátky do celého těla. Aorta je oddělena od plicnice poloměsíčitými chlopněmi (lat. *valva trunci pulmonalis et valva aortae*), aby nedocházelo ke zpětnému průtoku krve.

[2][16][17]

2.2 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční se skládá ze sinoatriálního uzlíku, síňokomorového uzlíku, Hisova svazku s raménky a vláknů. Ve stěně pravé předsíně, při ústí horní duté žíly do pravé síně, leží sinoatriální uzlík, který je základním místem tvorby vzruchů. Při rozhraní pravé síně a komory, v zadním úseku pravé přepážky, leží atrioventrikulární uzlík. Hisův svazek vychází ze síňokomorového uzlíku, který se v mezikomorové přepážce dělí na pravé a levé Tawarovo raménko, která vedou vzruchy. Purkyňova vlákna jsou větvením obou ramének a rozvádějí vzruchy do svaloviny komor, kde tato vlákna končí. Převodní systém srdeční dokáže svojí látkovou výměnou navozovat tvorbu a převod elektrických vzruchů. K vlastnostem svaloviny srdeční patří automacie, vodivost, dráždivost a stažlivost.



Obr. 2.2-1 Převodní systém srdeční

Základním centrem automacie je sinoatriální uzlík (lat. *nodus sinoatrialis*), který se nachází ve stěně pravé předsíně při ústí horní duté žíly. Uzlík je primárním udavatelem rytmu tzv. primární pacemaker a rozbíhají se z něj vlákna do svaloviny pravé síně směrem k atrioventrikulárnímu uzlu.

Druhotným centrem automacie je atrioventrikulární uzlík (lat. *nodus atrioventricularis*), který je uložen pod endokardem na spodku pravé síně u trikuspidální chlopně. Uzlík je sekundárním udavatelem rytmu tzv. sekundární pacemaker a dochází v něm ke chtěnému zdržení síňokomorového převodu. V případě poškození sinoatriálního uzlu na sebe přebírá roli udavatele rytmu uzlík atrioventrikulární.

Z atrioventrikulárního uzlu vychází Hisův svazek (lat. *truncus atrioventricularis*), který se dále dělí v septu na Tawarova raménka. Ta se dále větví na Purkyňova vlákna, která jsou terciálním generátorem srdečního rytmu, neboť předávají vzruch buňkám myokardu komor, depolarizují je a svalstvo komor se stahuje.

[4][5][15][17]

2.3 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je základní diagnostická vyšetřovací metoda v kardiologii. Je založená na snímání elektrické aktivity srdce. Výstupem elektrokardiografie je elektrokardiogram, díky kterému můžeme zjistit poruchy srdečního rytmu (tzv. arytmie), některé ischemické změny včetně infarktu myokardu popřípadě i další poruchy srdce. Napětí z pacienta snímáme pomocí elektrod, které jsou umístěny na hrudníku a končetinách. Elektrody jsou dále zapojeny v přístroji dle standardizovaných schémat.

[1][2]

2.3.1 EKG Svody

Elektrickou aktivitu srdce můžeme snímat mnoha způsoby. Nejčastěji se používá snímání z povrchu těla pomocí elektrod. Elektrody se umísťují na hrudník, břicho a končetiny pacienta dle stanovených předpisů. Jelikož musíme změnit vodivost z iontové na elektrickou, musíme místo potříti speciálním gelem (solný roztok). Tím se docílí změny vodivosti a také se zmenší přechodový odpor. Pro měření se využívá 12 svodů, které jsou kombinací umístění 9 elektrod. Umístění a způsob měření se dělí do 3 skupin:

- Einthovenovy bipolární končetinové svody (I, II, III)
- Goldbergerovy unipolární končetinové svody (aVR, aVL, aVF)
- Wilsonovy unipolární hrudní svody (V1, V2, V3, V4, V5, V6)

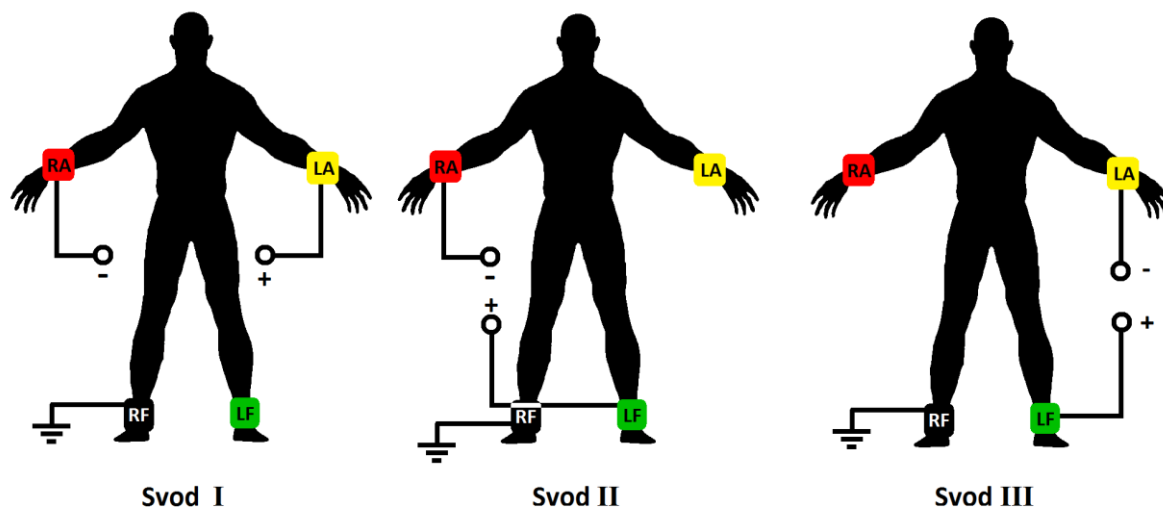
[1][6]

Einthovenovy bipolární končetinové svody

Také nazývané standardní bipolární končetinové svody. Pomyslným spojením elektrod do rovnostranného trojúhelníku dostaneme takzvaný Einthovenův trojúhelník v jehož pomyslném těžišti leží srdce. Elektrody jsou umístěny na levé ruce (žlutá), na pravé ruce (červená), na levé noze (zelená) a na pravé noze (černá, zemnicí). Bipolárním měřením zjišťujeme elektrický potenciál mezi elektrodami (viz. Obr. 2.3-1):

- Svod I – levá ruka (LA) x pravá ruka (RA)
- Svod II – levá noha (LF) x pravá ruka (RA)
- Svod III – levá ruka (LA) x levá noha (LF)

[1][6]



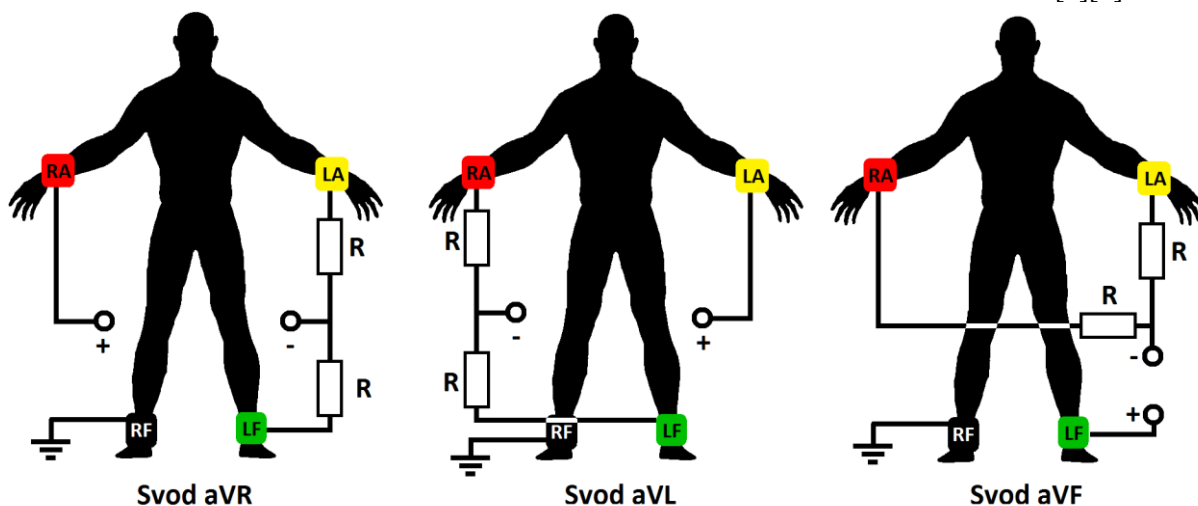
Obr. 2.3-1 Einthovenovy bipolární končetinové svody

Goldbergerovy unipolární končetinové svody

Také nazývané zvýšené (augmentované) unipolární končetinové svody. Měření pomocí Einthovena získáme nízkou úroveň signálu, proto se aplikuje také zapojení dle Goldberga. Měříme pokaždé z jedné elektrody vzhledem k aritmetickému průměru ostatních dvou elektrod. Svedením elektrod do společného uzlu přes dva stejně velké odpory, dosáhneme aritmetického průměru. Umístění elektrod je stejné jako u Einthovena, ale svody jsou nyní takto (viz. Obr. 2.3-2):

- Svod aVR – pravá ruka (RA) x střed levé nohy (LF) a levé ruky (LA)
- Svod aVL – levá ruka (LA) x střed levé nohy (LF) a pravé ruky (RA)
- Svod aVF – levá noha (LF) x střed levé ruky (LA) a pravé ruky (RA)

[1][6]



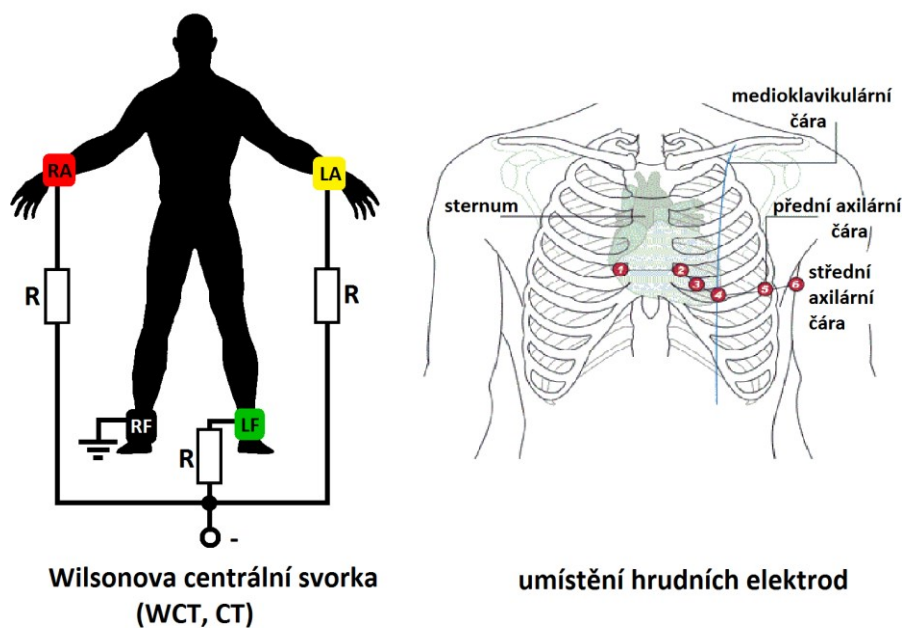
Obr. 2.3-2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody

Wilsonovy unipolární hrudní svody

Při měření pomocí Goldbergovy nebo Einthovenovy metody zjistíme na záznamu EKG například, zda měl člověk infarkt, ale až pomocí Wilsonových svodů zjistíme, která část srdce je poškozena. Umístění končetinových elektrod je stejné jako u měření dle Einthovena či Goldberga. Při měření pomocí Wilsonových svodů se využívá šesti hrudních elektrod a měříme unipolárně vzhledem k Wilsonově centrální svorce, která vzniká spojením končetinových elektrod do společného uzlu přes odpory stejné hodnoty, čímž docílíme aritmetického průměru. Umístění hrudních elektrod je následující (viz. Obr. 2.3-3):

- V1 – IV. mezižebří, parasternálně vpravo
- V2 – IV. mezižebří, parasternálně vlevo
- V3 – mezi V2 a V4
- V4 – V. mezižebří, levá medioklavikulární čára
- V5 – ve výši V4, levá přední axilární čára
- V6 – ve výši V5, levá boční axilární čára

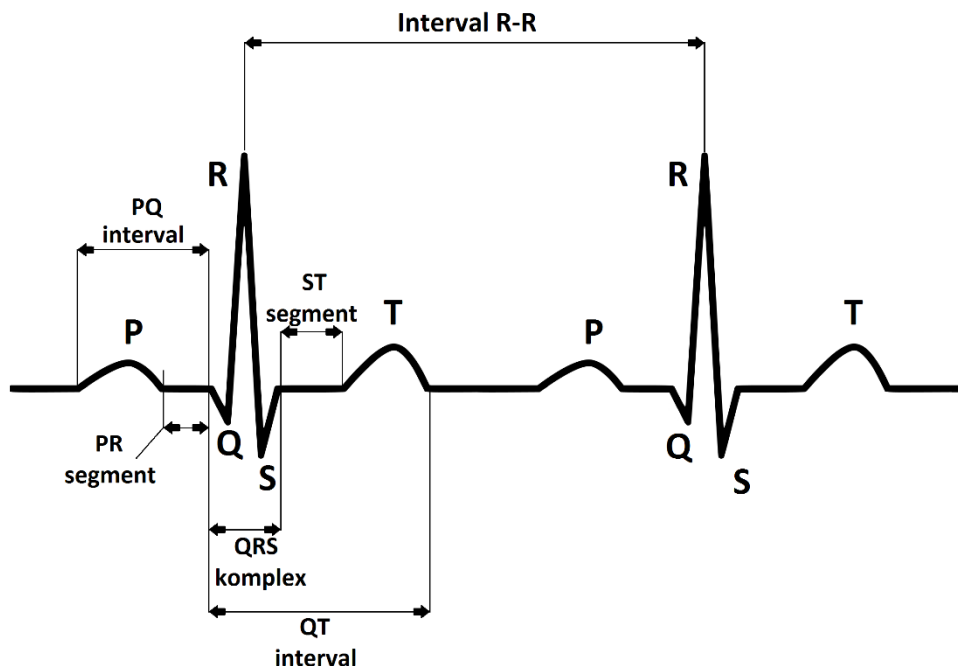
[1][6]



Obr. 2.3-3 Wilsonovy unipolární hrudní svody. Umístění hrudních elektrod [19]

2.3.2 EKG křivka

EKG křivka představuje elektrickou aktivitu srdce. Jedna perioda EKG signálu u fyziologicky zdravého srdce představuje jeden srdeční cyklus. Zahájení srdečního cyklu vzniká v sinoatriálním uzlíku. Ze sinoatriálního uzlíku dále pokračuje srdečním systémem převodním přes síňokomorový uzlík, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna až k samotným srdečním buňkám. Na EKG záznamu zaznamenáváme signál až po aktivaci srdečních buněk.



Obr. 2.3-4 EKG křivka fyziologicky zdravého srdce

První viditelnou vlnou na EKG křivce je vlna P. Vlna P vzniká při depolarizaci síní, to znamená jejich kontrakci. Dále následuje repolarizace síní, která není na EKG křivce viditelná, protože ji zastíňuje daleko silnější signál, který vzniká při depolarizaci komor. Depolarizaci komor představuje QRS komplex který následuje za vlnou P. Repolarizace komor je viditelná na EKG křivce jako vlna T.

[1][3][6]

Základní parametry a popis EKG křivky

Základní parametry EKG křivky jsou vlny P, T, U, kmity Q, R, S, intervaly QT, PQ, a segmenty PR a ST (viz. Obr. 2.3-4).

- **Vlna P** – je vzruchová aktivita sinoatriálního uzlíku a projevuje se jako depolarizace síní. Je nejlépe viditelná ve svodech II a V1. Ve zdravém srdci je vlna pozitivní v I, II, aVF, V2 – V6 a negativní v aVR. Při normálním nálezu nepřesahuje výška 2,5 mm a maximální délka je 0,11 s.
- **Interval PQ** – je úsek od začátku vlny P po začátek QRS komplexu. Představuje dobu, za kterou se elektrický vzruch přenesl od sinoatriálního uzlíku, přes svalovinu síní, AV uzlík, Hisův svazek, Tawarova raménka, Purkyňova vlákna až k myokardu komor. Interval PQ je v izoelektrické linii a jeho délka je 0,12 – 0,20 s.
- **Segment PR** – je úsek od konce vlny P po začátek QRS komplexu. Normálně je v izoelektrické linii, čas se zde neměří. Komentuje se pouze, pokud není v linii a je zvýšený či snížený.

- **Kmit Q** – je první negativní kmit, který představuje depolarizaci septa a papilárních svalů. Vždy předchází kmitu R. Normálně je 0,03 s široký, 3 mm hluboký a nepřesahuje $\frac{1}{4}$ výšky R v totéž svodu.
- **Kmit R** – je vždy pozitivní a následuje po kmitu Q. Normálně se vyskytuje pouze jeden R kmit, při výskytu více R kmitu se další označují například R', R". Kmit R se postupně zvyšuje v hrudních svodech tedy od V1 po V5 kde bývá nejvyšší. Ve svodu V6 bývá zpravidla menší než ve svodu V5, ale může být i stejný či vyšší. Normální výška je v hrudních svodech V5, V6 do 25 mm v hrudních svodech V1, V2 do 7 mm a v končetinových svodech do 10 mm.
- **Kmit S** – je druhý negativní kmit, který následuje po kmitu R. Kmit S se postupně snižuje v hrudních svodech tedy od V1 po V6 kde je kmit nejnižší.
- **Komplex QRS** – zahrnuje začátek kmitu Q, až po konec kmitu S. Komplex reprezentuje depolarizaci komor, avšak je zde skryta za vyšší amplitudou i repolarizace síní. Na QRS komplex plynule navazuje, také repolarizace komor, která představuje úsek ST a vlnu T. Normální doba trvání je 0,06 – 0,1 s. Podle velikosti kmitů se používají velká nebo malá písmena. Pokud je velikost kmitu nad 5 mm, tak používají velká písmena Q, R, S. Pokud je velikost kmitu pod 5 mm, používají se malá písmena q, r, s.
- **Segment ST** – je časový interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T. Tento interval představuje čas mezi depolarizací a repolarizací komor. Normální délka je 0,08 – 0,12 s. Segment ST začíná v takzvaném junkčním bodě (bod J). Bod J je normálně ve stejné výšce jako konec kmitu Q, ale v hrudních svodech je často zvýšen. Ve svodech V1 – V4 se toleruje maximální zvýšení o 2 mm.
- **Vlna T** – představuje depolarizaci komor, tedy jejich uvolnění. Ve většině svodech je vlna T pozitivní. Pouze ve svodu aVR je vždy negativní. Normálně může být také negativní ve svodech III, V1. Vlna T trvá normálně 0,2 s a je 2-8 mm vysoká.
- **Interval QT** – je délka elektrické systoly. Začíná kmitem Q (nebo R pokud není Q přítomno) a končí koncem vlny T. Tento interval je velice ovlivněn tepovou frekvencí, proto se častěji uvádí tzv. QTc, což je hodnota QT s korekcí na frekvenci. Normální délka intervalu je 0,34-0,42 s.
- **Vlna U** – Je viditelná pouze u některých lidí a nejvíce je patrná ve svodech V2 – V4, II, aVL. Její původ není jasný. Soudí se, že jde o opožděnou repolarizaci některých částí komor či septa. Vlna U je vždy menší než vlna T a její výška nepřesahuje 1mm.

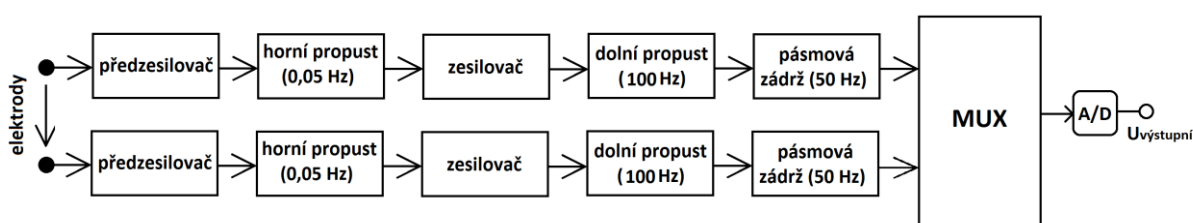
[1][3][4][6]

2.3.3 Konstrukce přístroje EKG

V dnešní době se běžný elektrokardiografický záznam skládá z 12-ti svodů, které rozdělujeme na Einthovenovy bipolární končetinové svody, Goldbergerovy unipolární končetinové svody a Wilsonovy unipolární hrudní svody (viz. kapitola 2.3.1 EKG Svody). Většina aplikací EKG vyžaduje zobrazení nebo tisk právě měřeného EKG, často je pak EKG přístroj vybaven vstupy pro další diagnostická zařízení jako je měření teploty, tlaku apod. Pro dnešní elektrokardiografy jsou dány určité požadavky, který by měli splňovat. Jelikož je podoba elektrokardiogramu standardizována, musí

být dodrženo napěťové a časové měřítko. Základní napěťová citlivost elektrokardiografu je 10 mm/mV. To znamená, že napětí o velikosti 1 mV se projeví jako výchylka o velikosti 10 mm. Základní rychlosti na ose časové jsou 25 mm/s a 50 mm/s. Pro diagnostické a monitorovací účely se musí vstupní signál z elektrod zesílit a filtrovat. Napěťové zesílení u elektrokardiografu je požadováno v řádech tisíců. Pro diagnostické účely je dolní mezní frekvence 0,05 Hz a horní mezní frekvence 100 Hz, pacient však musí být v klidu kvůli výskytu artefaktů. Pro monitorovací účely pak stačí dolní mezní frekvence 0,5 Hz a horní mezní frekvence 40 Hz. Ze signálu musí odfiltrována odfiltrováno síťové rušení, k tomu je využita pásmová zádrž 50 Hz, takzvaný notch filtr. Předzpracování signálu můžeme vidět na níže uvedeném obrázku (viz. Obr. 2.3-5).

[1][6][7]



Obr. 2.3-5 Blokové schéma předzpracování EKG signálu

2.4 Technologie Bluetooth

Bluetooth je světový standard pro bezdrátové připojení různých zařízení na krátkou vzdálenost. Tato technologie se řadí do skupiny Personal Area Network (PAN) s dosahem od 10 do 100 m. Bluetooth se vyznačuje nízkou spotřebou energie, nízkou pořizovací cenou, malými rozměry a jednoduchým komunikačním rozhraním. Díky těmto vlastnostem je v dnešní době Bluetooth součástí většiny mobilních telefonů, tabletů či laptopů. Dále se Bluetooth začalo využívat v bezdrátových klávesnicích, myších, sluchátkách, autech a dokonce i ve zdravotnictví k přenosu dat ze senzorů.

[8][9]

2.4.1 Historie bluetooth

Bluetooth vzniklo v roce 1994 s cílem nahrazení drátového spojení pomocí sériové linky. Samotný standard Bluetooth 1.1 vznikl až v roce 2002 a byl představen firmami Ericsson, IBM, Intel, Toshiba a Nokia. Tyto firmy zformovaly skupinu SIG (Bluetooth Special Interest Group), která doteď provádí certifikaci nových zařízení pro zajištění kompatibility. Dnes je součástí skupiny SIG přes 24 000 společností.

Standardy Bluetooth

• Bluetooth v1.1

- V roce 2002 schváleno jako standard IEEE Standard 802.15.1-2002
- Přidáno RSSI – indikátor síly signálu
- Přidána možnost pro nešifrované kanály

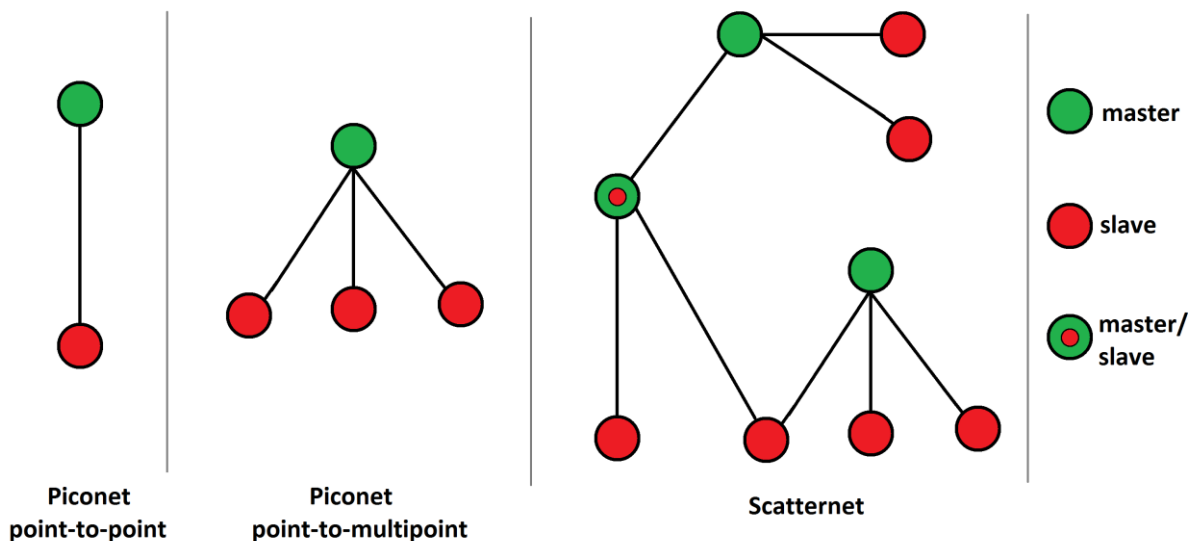
- **Bluetooth v1.2**
 - V roce 2005 schváleno jako standard IEEE Standard 802.15.1-2005
 - Zpětně kompatibilní s Bluetooth v1.1
 - Implementováno přeskokování frekvencí ve spektru (AFH), zajišťuje odolnost proti rádiovému rušení
 - Přenosová rychlost až 721 kbit/s
 - Rychlejší vyhledávání a připojení
- **Bluetooth v2.0 + EDR**
 - Představeno skupinou SIG v roce 2004
 - Zpětně kompatibilní s Bluetooth v1.2
 - Implementace Enhanced Data Rate (EDR), rychlost až 3 Mbit/s
- **Bluetooth v2.1 + EDR**
 - Představeno skupinou SIG v roce 2007
 - Přidáno jednoduché bezpečné párování pro zvýšení bezpečnosti
- **Bluetooth v3.0 + HS**
 - Představeno skupinou SIG v roce 2009
 - Schváleno jako standard IEEE 802.11
 - Teoretická rychlost až 24 Mbit/s
- **Bluetooth v4.0 Low Energy**
 - Představenu skupinou SIG v roce 2009
 - Jiné názvy: BLE, Bluetooth Smart, Bluetooth LE
 - Není myšleno jako náhrada Bluetooth v3.0
 - Základními vlastnostmi jsou nízká spotřeba, malé rozměry a malá pořizovací cena

[10][11][12]

2.4.2 Topologie Sítě

Kdykoliv se naváže spojení mezi dvěma či více zařízeními tak vznikne piconet. V piconetu mohou probíhat celkem 2 druhy spojení. První je komunikace mezi dvěma zařízeními což se nazývá point-to-point (viz. Obr. 2.4-1). Další možností je komunikace více zařízení tzv. point-to-multipoint (viz. Obr. 2.4-1), kde pouze jednotka je řídicí tzv. master a další jednotky (až 7 jednotek), jsou podřízené tzv. slave. Další z možností Bluetooth sítě je scatternet (viz. Obr. 2.4-1), který využívá toho, že jedna jednotka může figurovat až ve dvou piconetech. Jedna může být v obou piconet sítích jako master-master, slave-slave nebo master-slave. Veškerou komunikaci zajišťuje totiž master pomocí protokolu výzvy.

[8][13][14]



Obr. 2.4-1 Topologie sítě Bluetooth

2.4.3 Technické parametry a specifikace

Bluetooth využívá pro komunikaci ISM pásmo, které je nelicencované a volně dostupné. ISM pásmo jak už jeho zkratka vypovídá (ISM = Industrial, Scientific, Medical) se využívá v průmyslu, vědě a lékařství. Frekvenční rozsah ISM pásma, které používá Bluetooth je 2400 – 2483,5 MHz. Jelikož je ISM pásmo velice rušné bylo zavedena technologie Frequency Hopping Spread Spectrum zkráceně FHSS. Technologie má nadefinováno 79 kanálů v okolí frekvence 2,4 MHz. Kanály mají šířku pásma 1 MHz a přeskakují minimálně 2,5krát za sekundu. Frekvence různých kanálů jsou pseudonáhodně definovány tímto vzorcem:

$$f(k) = 2402 + k \text{ MHz}, k = 0, \dots, 78$$

Rozdělení Bluetooth tříd dle výkonnosti:

| Třída | Maximální povolený výkon | | Dosah |
|-------|--------------------------|-------|-------|
| | [mW] | [dBm] | |
| 1 | 100 | 20 | 100 m |
| 2 | 2,5 | 4 | 10 m |
| 3 | 1 | 0 | 10 cm |

Tabulka 2.4-1 Rozdělení tříd dle výkonnosti

[8][9][13]

2.4.4 Bluetooth Low Energy

Bluetooth 4.0 nebo také Bluetooth Low Energy je jednou z nejnovějších generací technologie Bluetooth. Vyznačuje se velice nízkou spotřebou energie a dokáže vydržet měsíce či roky pouze na mincové baterii. Dalšími hlavními vlastnostmi jsou malá velikost, nízké pořizovací náklady a rychlejší čas připojení. Pro své vlastnosti najde využití hlavně v medicíně, fitness nebo

automobilovém průmyslu. Porovnání s původními standardy Bluetooth můžeme vidět v následující tabulce.

| Funkce | Klasické Bluetooth | Bluetooth Low Energy |
|---------------------------------------|---|---|
| Frekvenční kanály a rozsah | 79 kanálů s rozsahem 1 MHz pro každý | 40 kanálů s rozsahem 2 MHz pro každý |
| Předem určené kanály pro danou funkci | Nemá žádné. Všechny jsou určeny pro data. | 3 kanály určené pro hledání/párování 37 kanálů určeno pro data |
| Dosah | Většinou 10-30 m. Maximálně však 100 m | Většinou 10-30 m. Maximálně však 100 m |
| Čas připojení | Okolo 20 ms | Do 3 ms |
| Maximální velikost paketu | 1021 bytů | 27 bytů |
| Maximální rychlost přenosu | BR: 721 kb/s EDR: 2.1 Mb/s | 305 kb/s |
| Podpora Scatternet | Ano | Ne |
| Podpora změny role master/slave | Ano | Ne |
| Vysílač/Přijímač | Může být vysílač i přijímač | Může mít pouze vysílač nebo pouze přijímač nebo obojí |
| CRC | 16-bit | 24-bit |
| Podpora zvukových kanálů | Ano | Ne |

Tabulka 2.4-2 Porovnání původních specifikací bluetooth s podporou BR/EDR a Bluetooth Low Energy

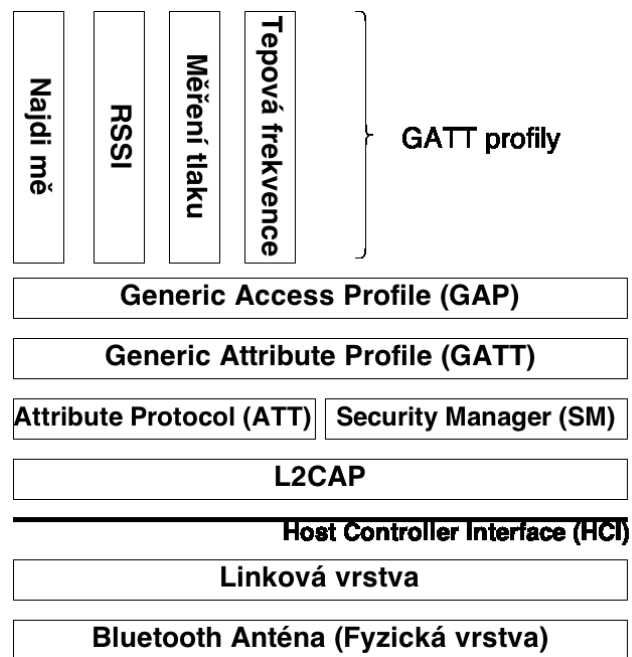
Z výše uvedené tabulky je patrné, že rozdíly mezi klasickým Bluetooth a Bluetooth Low Energy jsou markantní. Při porovnání rychlostí přenosu vidíme, že BLE dosahuje pouze 305 kb/s. Avšak této rychlosti většinou ani dosahuje, protože jsou posílány rychle krátké pakety. Můžeme vidět, že BLE využívá pouze 40 kanálů pro AFH, zato s šířkou pásma 2 MHz. Kvůli této změně se také vzorec změnil pro AFH na tento:

$$f(k) = 2,402 + k * 2 \text{ MHz}, k = 0, \dots, 39$$

[9][13]

Architektura Bluetooth Low Energy

BLE má strukturu rozloženou do vrstev stejně jako klasické bluetooth. Rozdíl je v tom, že skoro veškerá funkcionality je přesunuta do ATT protokolu a do profilů GATT, jak můžeme vidět na obrázku Obr. 2.4-2.



Obr. 2.4-2 Architektura Bluetooth Low Energy

Fyzická vrstva je nejzákladnější a nejnižší vrstvou, je zodpovědná za bezdrátový přenos dat. **Linková vrstva** je jedna z nejsložitějších vrstev, která zajišťuje, jak mezi sebou budou zařízení komunikovat. Má na starost hledání zařízení, navázání spojení, udržování spojení a hlavně posílání dat mezi vytvořenými spojeními. **Host Controller Interface** zajišťuje spojení mezi spodními a horními vrstvami. Obsahuje příkazové rozhraní, registry událostí a řídicí registry. **L2CAP** zasílá síťové pakety na HCI odkud se předávají na linkovou vrstvu. Spojení je vytvořeno pomocí ACL na tzv. kanálech. Každý kanál může mít vlastní tok paketu až o délce 64 kb a není závislý na dalších kanálech. Další vrstvou je **Security Manager**, který definuje podmínky a proces párování, ověřování a šifrování mezi BLE zařízeními. K této vrstvě se přistupuje, jakmile je navázáno spojení na linkové vrstvě a je potřeba bezpečnostních opatření. **Attribute Protocol** je jednoduchý protokol pro nalezení a přístup k atributům na jiném zařízení (atributový server). Atributem rozumíme něco, co reprezentuje data. Může to být například teplota naměřená teploměrem, jednotka naměřené teploty či jméno a model zařízení. ATT je navržen tak, aby si “vytahoval” (angl. *pull*) ze zařízení anebo je do nějakého zařízení posílal či “tlačil” (angl. *push*). Je možné také nastavit tzv. oznámení (angl. *notifications*), kdy budou data zaslány pouze při změně dat, nikoliv kontinuálně. **Generic attribute profile** oproti ATT definuje strukturu pro služby (angl. *services*) a charakteristiky (angl. *characteristics*) za využití atributů z ATT. Charakteristikami rozumíme typ atributu, které obsahují jednu logickou proměnnou a jsou označeny UUID. Službami rozumíme soubor charakteristik a jejich chování. Služby určují chování charakteristik pouze na serveru, nikoliv na klientovi. Služby mohou obsahovat další služby, ale nadřazená služba nemůže měnit chování podřazených služeb a chování charakteristik podřazených služeb. Služby nepopisují, jak se zařízení mohou připojit, najít a používat služby. Popisují pouze, co se stane, když se provede nějaká operace s charakteristikou. GATT definuje standard, jakým mohou být nalezeny a používány služby a charakteristiky. **Generic Access Profile** zajišťuje základní

funkcionalitu a interoperabilitu mezi všemi zařízeními s technologií Bluetooth. V tomto spočívá velká výhoda Bluetooth oproti ostatním bezdrátovým technologiím, protože spolu můžou bez problému komunikovat zařízení od jiných výrobců. Profily jsou například: připojení se k zařízení, hledání zařízení v okolí, zadání PIN pro párování a mnoho dalších.

[9][13]

3 Rešerše

| | |
|---------------------------------------|--|
| Téma práce: | Telemetrie biologických veličin s využitím Bluetooth Low Energy |
| Topic: | Bluetooth Low Energy based biosignal telemetry |
| Příbuzné termíny a synonyma: | Měření biologických signálů, biotelemetrická zařízení s bluetooth |
| Related terms or synonyms: | Biological signals measurement, Biotelemetric devices with bluetooth |
| Nadřazené obecnější termíny: | Telemetrie, Měření EKG |
| Broader terms: | Telemetry, ECG measurement |
| Podřazené podrobnější termíny: | Biotelemetrie s Technologií bluetooth, Měření 12 svodového EKG, Android |
| Narrower terms: | Biotelemetry with Bluetooth technology, 12 lead ECG measurement, Android |
| Zdroje vyhledávání: | Databáze ProQuest (2), Google(3) |
| Sources of searching: | Database ProQuest (2), Google(3) |
| Počet článků: | 5 |
| Number of articles: | 5 |
| Klíčové slova: | Telemetrie, Biotelemetrie, Bluetooth, EKG, Android |
| Keywords: | Telemetry, Biotelemetry, Bluetooth, ECG, Android |

3.1 Cíl rešerše

Cílem této rešerše je získání informací, podkladů a studijních materiálů k bakalářské práci na téma Telemetrie biologických veličin s využitím Bluetooth Low Energy. Telemetrické zařízení bude přenášet data pomocí bluetooth 4.0 do zařízení s operačním systémem Android. Proto se tato rešerše bude zabývat, jak samotným sestavením biotelemetrického zařízení, tak i technologií Bluetooth s využitím ve zdravotnictví a pokud to bude možné tak konkrétně ve vztahu k měření EKG. Další částí této rešerše bude vyhledávání informací ke kódu pro aplikaci na platformu Android, který by zpracoval signál přenesený přes technologii Bluetooth 4.0 Low Energy a dále pak jeho zobrazení a práce s přijatými daty.

3.2 Články

1. Telemetry Measurement of Selected Biological Signal Using Bluetooth Technology

Bibliografický záznam: CERNY, M. and PENHAKER, M., 2005. Telemetry Measurement of Selected Biological Signal using Bluetooth Technology. *Advances in Electrical and Electronic Engineering*, 12, vol. 4, no. 4, pp. 229 ProQuest Technology Collection.

Úvod

Tento článek byl zvolen hlavně proto, že se zabývá přímo řešením měření biologických signálů a jejich přenosem přes bluetooth.

Obsah

V tomto článku se řeší přenos dat naměřených pomocí pulsního oxymetru, elektrokardiogramu a monitorem krevního tlaku přes Bluetooth. Pulsní oxymetr a elektrokardiogram byly sestaveny pomocí OEM modulů kvůli co nejmenším rozměrům. Signál je přenesen přes bluetooth do počítače kde se dále zpracovává. Jako první se zvolil modul ChipOx pro měření pulsní oxymetrie kvůli jeho kompaktním rozměrům, malé spotřebě a vyhovujícím funkcím. ChipOx posílá přes bluetooth hodnoty saturace v arteriích. Jako další byl zvolen EKG modul ECG 100 od MCC Company, který dokáže měřit se standardními bipolárními svody. Tento modul dokáže komunikovat přes UART protokol, detekovat kardiostimulátor a také zjistí, že nejsou elektrody připojeny. Přes bluetooth potom posílá hodnoty z II a III Einthovenova svodu. Pro měření krevního tlaku byl použit přístroj UA-767PC, ke kterému byl připojen bluetooth modul pro komunikaci. Tento přístroj dokáže uložit posledních 126 měření a ukládá hodnoty systolického tlaku, diastolického tlaku, puls a čas. Použitý bluetooth modul dokáže komunikovat se všemi druhy zařízení buď přes RS232 nebo UART.

Nejprve byla testována komunikace mezi vždy jedním zařízením a počítačem tzv. point-to-point communication. Po vyzkoušení všech přístrojů jednotlivě se zkusila všechna zařízení připojit naráz k počítači tzv. point-to-multipoint network. Další součástí této práce bylo vytvoření tzv. BIOMONITORU, který byl vyvinut ve Labview od Nation Instrument verze 6.1. V BIOMONITORU se zobrazoval a zpracovával přijímaný signál.

2. Bluetooth Portable Device for ECG and Patient Motion Monitoring

Bibliografický záznam: BELGACEM, N. and BEREKSI-REGUIG, F., 2011. Bluetooth Portable Device for ECG and Patient Motion Monitoring. *Nature & Technology*, 01, no. 4, pp. 19-23 ProQuest Natural Science Collection. ISSN 11129778.

Úvod

Tento článek pojednává o vytvoření miniaturního EKG zařízení, které bude stále nositelné a bude předávat EKG pomocí bluetooth do mobilu. Pokud EKG zachytí infarkt, okamžitě se přes mobil pošle zpráva o pomoc.

Obsah

Základní myšlenkou tohoto projektu je sledování pacientů, kteří už měli infarkt, protože po výskytu prvního infarktu se šance na další rapidně zvyšuje. Celková architektura systému se dá rozložit do 4 základních částí. První částí je samotné zařízení pro měření EKG, které také měří krevní tlak a teplotu pacienta. Na výstupu z EKG zařízení je sběrnice a AD převodník, který předá data do bluetooth modulu. Druhá část obsahuje bluetooth adaptér, akcelerometr a GPS. Všechna data předaná z EKG se pomocí bluetooth posílají do třetí části což je smartphone. Pokud je zjištěn infarkt mobil okamžitě posílá data a zprávu o pomoc do nemocničního zařízení což je čtvrtá část projektu. V nemocnici se data vyhodnotí a rozhodne se o řešení.

Sestavení bylo provedeno pomocí OEM modulů hlavně kvůli velikosti. Největší nevýhoda obecně bezdrátových modulů je napájení, proto se v tomto projektu snažili minimalizovat odběr zařízení pomocí konfigurace hardwaru a také jeho výběrem. Aplikace pro mobil by naprogramována pomocí jazyku Java J2ME

3. Wireless ECG monitoring device

Bibliografický záznam: Tidiane DIABY a Chris HARKINS. Wireless ECG monitoring device. *Wireless ECG monitoring device* [online]. 2013, č. 1, s. 47 [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: http://drc.libraries.uc.edu/bitstream/handle/2374.UC/701655/EET2013_Diaby_Tidiane_Harkins_Chris.pdf?sequence=1

Úvod

V této práci se řeší jak problematika vytvoření EKG zařízení, tak programování aplikace pro android.

Obsah

Bakalářská práce řeší problém vytvoření EKG zařízení, které dokáže pomocí bluetooth komunikovat s mobilem. Pro vytvoření EKG modulu autoři zvolili ADAS1000, který obsahuje senzory a zesilovače. Poté k němu vytvořili napájení, filtry pro nežádoucí šum a naprogramovali jej v jazyce C. Dále, projekt obsahoval komunikační zařízení bluetooth, microSD kartu a 2000mAh baterii. Aplikace pro mobil byla napsána jazykem Java pro platformu Android v programu Eclipse s pluginem ADT.

4. Android Bluetooth Electrocardiogram

Bibliografický záznam: ATKINSON, Michael, Patrick COUSINEAU, James HOLLINGER, Chris RENNIE a Brian RICHTER. Android Bluetooth Electrocardiogram. *Android Bluetooth Electrocardiogram* [online]. 2012, č. 1, s. 117 [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: <http://web.uvic.ca/~brichter/ceng499/documents/FinalReport.pdf>

Úvod

Tato práce řeší komplexně celý proces vytvoření bezdrátového EKG přístroje. Od úplného začátku až po finální funkční EKG modul s aplikací pro android s komunikací přes bluetooth.

Obsah

Cílem této práce je vytvoření levného a snadno použitelného bezdrátového zařízení pro měření EKG a přenos dat přes bluetooth do mobilu s příslušnou aplikací. Projekt navazuje na nedokončené projekty, které se zabývaly touto problematikou. První z projektů řešil provedení hardwaru, druhý projekt řešil provedení aplikace pro android. V hardwarové části se řeší přesné provedení a problematika měření EKG. Dále se volí vhodný chip, filtry (např. notch filtr pro filtraci 50hz ze sítě), zesilovače a nakonec 10bitový AD převodník. V softwarové části se detailně popisuje kód aplikace na Android. Zvláště se pak popisují MainActivity.java, ECGChartActivity.java, ViewSavedDataActivity.java a BluetoothConnectionService.java, které jsou pro funkčnost programu stěžejní.

5. Android ECG Application Development

Bibliografický záznam: WOUBSHET, Behutiye. *Android ECG Application Development*. Oulu University of Applied Sciences, 2012. Dostupné z: http://theseus.fi/bitstream/handle/10024/41688/Behutiye_Woubshet.pdf?sequence=1. Bachelor's Thesis. Oulu University of Applied Sciences. Vedoucí práce Alakiuttu Tapan.

Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá čistě vývojem aplikace na platformu Android na zobrazení a zpracování EKG signálu z modulu VS100.

Obsah

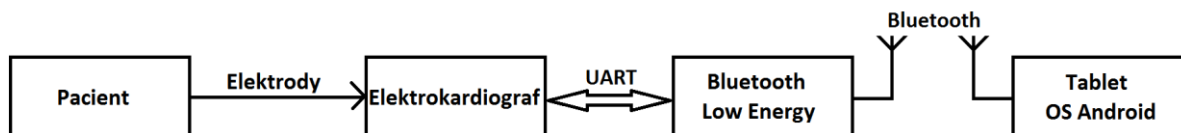
Jelikož EKG modul VS100 už má v sobě zabudovaný bluetooth 2.0 adaptér, tak autor řeší pouze vývoj aplikace pro Android. VS100 má pouze program pro počítač, tak se autor rozhodl udělat aplikaci na Android. Aplikace má funkce zapnutí bluetooth, připojení se k modulu VS100, zobrazení signálu a jeho uložení. Autor se zaměřuje na popis Androidmanifest.xml což je interface aplikace. Dále jsou v práci popsány všechny funkce, aplikace a k nim patřící kódy.

3.3 Závěr rešerše

Na základě analýzy nalezených článků byl zpracován obecný i podrobnější přehled ohledně problematiky tématu. V databázích byly nalezeny kvalitní a užitečné články, jejichž autory jsou také pracovníci naší univerzity. Byly získány informace užitečné k plánování a provedení projektu. Většina článků se zabývá implementací Bluetooth Classic, což k obecnému přehledu dané problematiky nebyl problém. Články týkající se aplikace pro Android byly převážně nalezeny přes Google v kvalitních elektronických publikacích. Informace z těchto článků budou využity k úspěšnému provedení aplikace a hardwarové části této práce. Díky této práci byl získán komplexní pohled do problematiky této bakalářské práce.

4 Návrh a realizace měřicího řetězce

Tato bakalářská práce má dvě hlavní části. První část spočívá v realizaci měřicího hardwaru, který bude snímat biologický signál. Druhá část práce spočívá v softwaru, který bude na tabletu s OS Android přijímat a zobrazovat aktuálně měřená data.



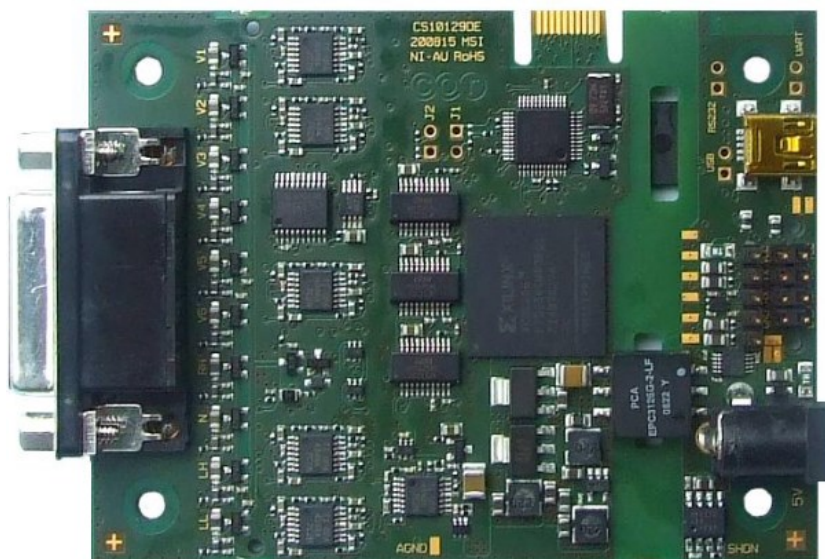
Obr. 3.3-1 Blokové schéma měřicího řetězce

Hardwarová část měřicího řetězce se skládá z elektrod, které jsou připojeny na pacienta, jak je uvedeno v kapitole 2.3.1. Elektrody jsou připojeny k elektrokardiografu, který snímá 3- svodové, 6- svodové nebo 12- svodové EKG. Snímané signály jsou přivedeny pomocí rozhraní UART do bezdrátového modulu a přeneseny pomocí Bluetooth Low Energy do tabletu.

Softwarová část byla vyvíjena v prostředí Android Studio pro tablet s operačním systémem Android. Aplikace byla navržena tak, aby komunikovala pomocí Bluetooth s vybraným zařízením. Pomocí tohoto softwaru je možno konfigurovat elektrokardiograf, přijímat z něj signály a ty v reálném čase zobrazovat. Dále je možno měřené signály uložit do souboru pro pozdější nebo podrobnější analýzu.

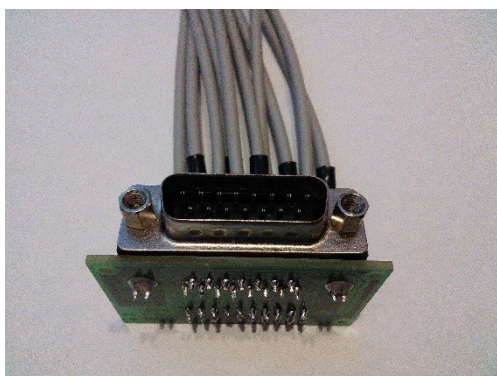
4.1 Elektrokardiograf Corscience EMI12

V této práci byl využit modul pro měření EKG Corscience EMI12. Toto zařízení dokáže kontinuálně měřit 12- svodové, 6- svodové nebo 3- svodové EKG, detekovat kardiostimulátor, zjistit zda jsou správně připojeny elektrody a dopočítávat tepovou frekvenci.

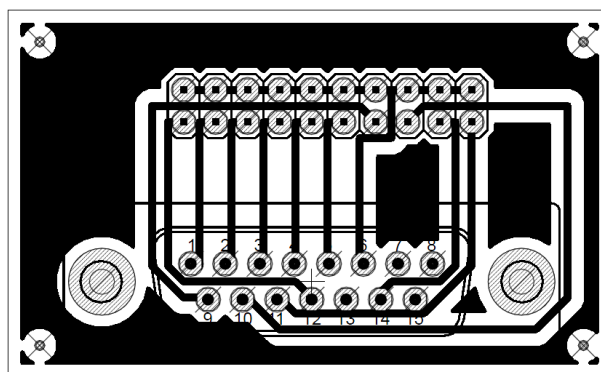


Obr. 4.1-1 Corscience EMI12 [21]

Zařízení disponuje třemi komunikačními rozhraními a to UART, RS232 a USB. UART pak dokáže pracovat na modulačních rychlostech 38400, 115200, 230400 nebo 921600. Pro naši práci bylo zvoleno komunikační rozhraní UART a modulační rychlost 38400. Dalším důležitým parametrem je vzorkovací frekvence EKG signálu, kterou je 100 Hz, 200 Hz, 500 Hz nebo 1000 Hz. Pro naše účely byla zvolena vzorkovací frekvence 100 Hz a 200 Hz z důvodu omezené rychlosti a maximální velikosti Bluetooth Low Energy paketu. Napájecí napětí pro EMI12 je 5 V a UART pracuje také 5V napětíových úrovních. Spotřeba při maximálním výkonu nepřesahuje 90 mA a kompaktní rozměry 90 mm x 68 mm x 11 mm se perfektně doplňují s využitím spolu s BLE. Pro připojení elektrod k zařízení musela být vytvořena jednoduchá redukce, kde vstupem byly konektory od elektrod a výstup jeden konektor D-SUB 15M dvouřadý.



Obr. 4.1-2 Redukce pro elektrody



Obr. 4.1-3 Návrh redukce v programu Eagle

4.1.1 Komunikační protokol EMI12

Komunikační protokol je detailně popsán v datasheetu, který je k dispozici k EMI12.

| Počáteční znak | Číslo paketu | Příkaz | Data | Kontrolní součet | Koncový znak |
|----------------|--------------|--------|--------|------------------|--------------|
| 0xFC | 1 Byte | 2 Byte | x Bytu | 2 Byte | 0xFD |

Tabulka 4.1-1 Struktura paketu

Počáteční znak 0xFC je nezaměnitelný a nikdy se nevyskytuje jinde než na začátku paketu. **Číslo paketu** je hodnota v rozmezí 0-255, když číslo paketu dosáhne hodnoty 255 tak začíná znovu od 0. Toto se dá využít při analýze příchozích a ztracených paketů. Další v řadě je **příkaz**, který má velikost 2 byte a LSB je první. Příkazem specifikujeme, co budeme do EMI12 posílat nebo co má posílat ono nám. **Data** jsou konkrétní hodnoty, které se přenáší a jsou specifikovány příkazem. **Kontrolní součet** má délku 2 byte a využívá metodu CRC16 (CCITT) a LSB první. **Koncový znak 0xFD** označuje konec paketu a je stejně jako počáteční znak jedinečný a nezaměnitelný. Pokud potřebujeme zapsat hodnotu 0xFD nebo 0xFC využíváme k tomu tzv. octet stuffing, který nám dané znaky nahrazuje pomocí únikové sekvence 0xFE, která je také jedinečná a nezaměnitelná.

| Znaky v paketu | Jsou změny na tyto |
|----------------|--------------------|
| 0xFC | 0xFE 0xDC |
| 0xFD | 0xFE 0xDD |
| 0xFE | 0xFE 0xDE |

Tabulka 4.1-2 Záměna jedinečných znaků

To znamená, že pokud se například v přijatém paketu objeví znak 0xFE a za ním hned 0xDC, víme, že se jedná o hodnotu 0xFC, která však neznačí začátek paketu, ale samotnou hodnotu 0xFC. Pro naši práci využijeme pouze tři příkazů, které budeme zasílat do EMI12. A to příkaz pro konfiguraci zařízení, příkaz pro zasílání měřených hodnot a příkaz pro ukončení zasílání měřených hodnot.

Příkaz pro konfiguraci EMI12

| Číslo příkazu | Kanál pro měření | Vzorkovací frekvence |
|---------------|--|---|
| 0x0901 | 1 Byte | 1 Byte |
| 0x0901 | 0x01 – pro 3- nebo 6- svodové EKG 0x02 – pro 12-svodové EKG | 0x01 – 100 Hz 0x02 – 200 Hz 0x03 – 500 Hz 0x04 – 1 kHz |

Tabulka 4.1-3 Příkaz pro konfiguraci EMI12

V našem měření tedy bude celkový paket vypadat takto:

0xFC 0x00 0x01 0x09 0x01 0x01 0x39 0xDA 0xFD

Příkaz pro začátek/ukončení zasílání měřených hodnot

| Číslo příkazu | Začátek nebo ukončení |
|---------------|-----------------------------------|
| 0x0905 | 1 Byte |
| | 0x00 – ukončení 0x01 – začátek |

Tabulka 4.1-4 Příkaz pro začátek/ukončení zasílání měřených hodnot

V našem měření tedy bude celkový paket pro začátek zasílání měřených hodnot vypadat takto:

0xFC 0x04 0x05 0x09 0x01 0x78 0x0F 0xFD

Celkový paket pro ukončení zasílání měřených hodnot vypadat takto:

0xFC 0x05 0x05 0x09 0x00 0xED 0x69 0xFD

4.2 Testované Bluetooth moduly

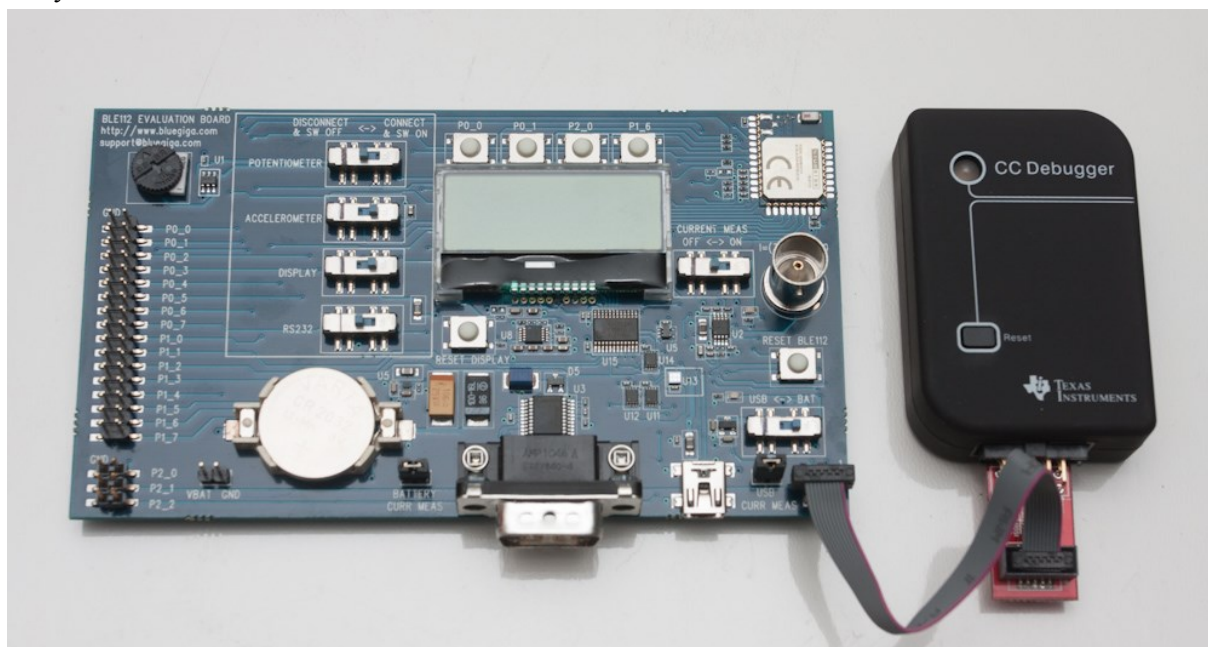
Původně byl pro tuto práci zvolen pouze jeden Bluetooth modul, ale po dlouhodobém neúspěchu tento modul implementovat do této práce byl vybrán jiný. Hlavní požadavky pro Bluetooth modul:

- co nejnižší spotřeba při maximálním výkonu
- podpora komunikačního rozhraní UART
- možnosti naprogramování nebo nakonfigurování modulu pomocí příkazů

4.2.1 Bluegiga BLE112

Tento modul byl zvolen jako první pro implementaci a byl testován ve vývojovém kitu dodávaném od výrobce. Modul je založen na chipu CC2540 od Texas Instruments. Tento modul je možné naprogramovat třemi různými způsoby. Jelikož je modul založen na chipu CC2540 od TI, je možno programovat pomocí IAR Embedded Workbench, pomocí kterého se přímo programuje většina chipů od Texas Instruments. Druhým způsobem, je programovat pomocí skriptovacího jazyka

BGScript, který je vyvíjen firmou Bluegiga, tento způsob byl zvolen v této práci. Třetí způsob je programovat pomocí jazyka C a knihoven dodávaných od firmy Bluegiga, tento způsob není oficiálně podporován a je zatím v beta provozu. U všech tří způsobů je nutno použít CC Debugger od TI, přes který se nahrává firmware do modulu.



Obr. 4.2-1 Vývojový kit DKBLE112 od Bluegiga s připojeným CC Debugger od Texas Instruments [20]

Programování BLE112

Jak je výše zmíněno, pro programování modulu bylo využito skriptovacího jazyka BGScript od firmy Bluegiga. Tento jazyk pracuje na principu odpovědi na událost. Což znamená, že pokud se vyvolá událost, modul ji zaznamená a odpoví na ni předem naprogramovanou sekvencí kódu.

Ukázka:

```
event system_boot(major, minor, patch, build, ll_version, protocol_version, hw)
    call gap_set_mode(gap_general_discoverable, gap_undirected_connectable)
end
```

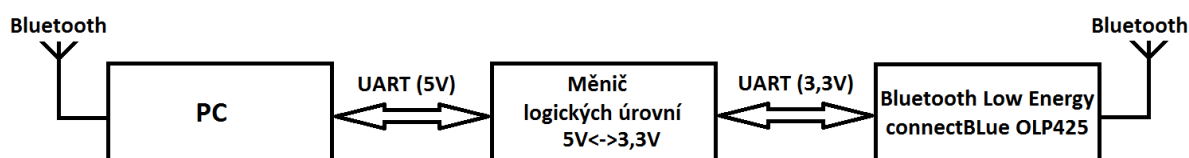
Na výše uvedené části kódu můžeme vidět, že byla vyvolána událost *system_boot*, která je vyvolána při zapnutí modulu. V závorce jsou parametry, které se inicializují. Na dalším řádku je příkaz *call*, který vyvolá metodu *gap_set_mode*. Tato metoda nastaví modul do módu, kde je viditelný pro ostatní zařízení a připraven na připojení. Příkaz *end* ukončí danou sekvenci kódu.

Pro testování bylo využito demo kódu *cable_replacement*, který dodává firma Bluegiga. Tento kód byl upraven pro účely této práce. Firmware funguje tak, že pokud pošleme data ze vzdáleného zařízení, například tabletu, tyto data se zapíší do GATT serveru na modulu BLE112. Při zapsání dat se vyvolá událost, která zapíše přijaté data do rozhraní UART na TX, čímž se data pošlou do zařízení na druhé straně rozhraní UART, v našem případě elektrokardiografu. Stejným způsobem program funguje i naopak, čili pokud jsou data dostupné na RX od UART, tato data se zapíší do GATT serveru. Jakmile jsou data zapsána, vyvolá se událost, která data zapíše do vzdáleného zařízení.

Nedostatky a problémy s modulem

Obecně největším nedostatkem tohoto modulu je programovací jazyk BGScript. Tento jazyk vyvíjený firmou Bluegiga má sloužit k programování jejich výrobků. Jazyk má ovšem obrovské nedostatky jak ve funkčnosti, tak v popisu celého jazyka. Chybí podrobná dokumentace ke většině funkcí, proto je naprogramování složitého programu bez pomoci technické podpory skoro nemožné. Pokud přidáme, že technická podpora společnosti Bluegiga ignoruje většinu dotazů, máme pouze bluetooth modul bez adekvátní dokumentace a technické podpory.

Jeden konkrétní problém byl dlouhodobě řešen a vznikl v důsledku chabé dokumentace k modulu. Problém se týkal vstupních a výstupních dat komunikačního rozhraní UART na bluetooth modulu. Jak bylo výše zmíněno UART od EMI12 pracuje na napěťových úrovních 5V, ale UART od BLE112 pracuje na napěťových úrovních 3,3V. Tím pádem pokud byla do modulu poslána hexadecimální hodnota E7 na výstupu přišla hodnota 07. Tento problém se však podařilo vyřešit měničem logických úrovní, který bude dále popsán podrobněji v bakalářské práci. Ve finále byl problém vyřešen a na výstup UART chodila správná data, která byly ověřeny jednoduchou smyčkou jak je zobrazeno v blokovém diagramu níže.

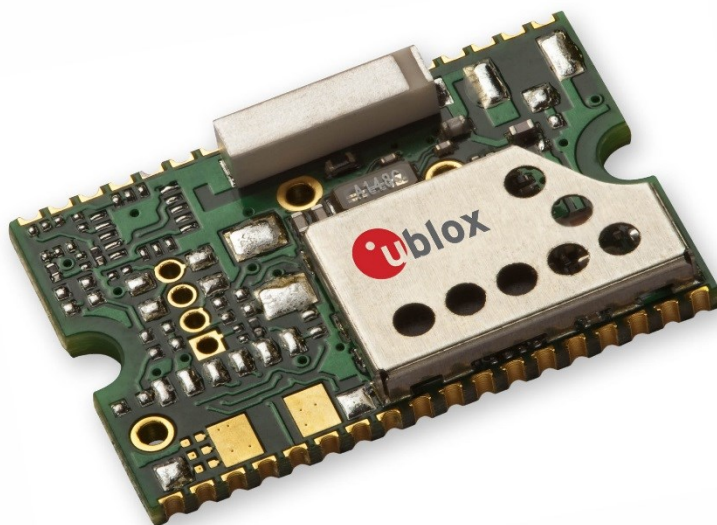


Obr. 4.2-2 Blokový diagram ověřovací smyčky

Dalším důležitým nedostatkem tohoto modulu je velikost vyrovnávací paměti rozhraní UART, která je pouhých 64 bytů, což je pro naše využití zcela nedostačující. Velikost paketů, které posílá EMI12 je pro 12- svodové EKG v rozmezí 190-220 bytů a pro 3- svodové EKG 55-70 bytů. Na základě těchto informací můžeme ihned vyloučit měření 12- svodového EKG a u 3-svodového EKG nemůžeme zaručit, že budou data vždy správně přijata. Jedno z možných řešení by bylo připojení externího mikrokontroléru, který by zprostředkoval data mezi EMI12 a BLE112. Tímto řešením by se ale zvýšila spotřeba a koncept Low Energy by zase o něco klesnul.

4.2.2 u-blox connectBlue OLP425

Druhým zvoleným modulem pro bezdrátový přenos přes BLE byl model connectBlue OLP425 od firmy u-blox. Tento modul je taktéž založen na chipu CC2540 od Texas Instruments. Modul je dodáván v různých variantách, pro náš projekt byl zvolen modul s interní anténou a žádnými dodatečnými moduly.



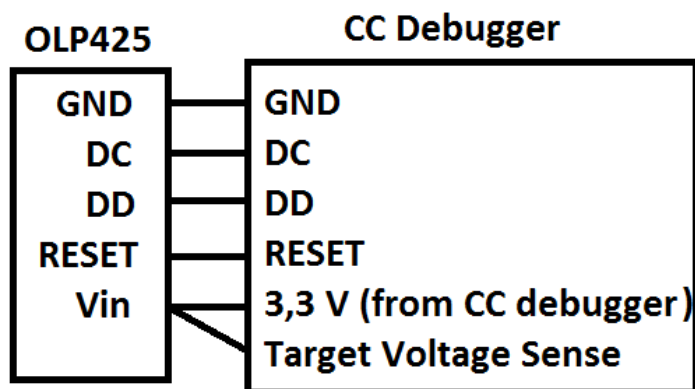
Obr. 4.2-3 u-blox connectBlue OLP425 [22]

Jeden z důležitých faktorů pro výběr toho modulu byla velikost UART bufferu, který je u tohoto zařízení 200 bytů. Bohužel to také nestačí pro měření 12- svodového EKG, protože velikost paketu pro 12- svodové EKG dosahuje až velikosti 220 bytů, proto by nebylo zaručeno správné měření. Na druhou stranu 200 bytů je plně dostačující pro měření 3- svodového EKG, kde hodnoty dosahují maximálně 70 bytů, čili můžeme data přijímat beze ztrát, což se u předchozího modulu BLE112 říci nedalo.

Tento modul se dá programovat dvěma různými způsoby. Prvním z nich je stejně jak u BLE112 IAR Embedded Workbench a druhým je nahrání vyhovujícího firmwaru od firmy u-blox a poté ovládání pomocí AT příkazů. Všechny dostupné příkazy pro jednotlivé moduly a firmwary jsou bohatě popsány v dodávané dokumentaci.

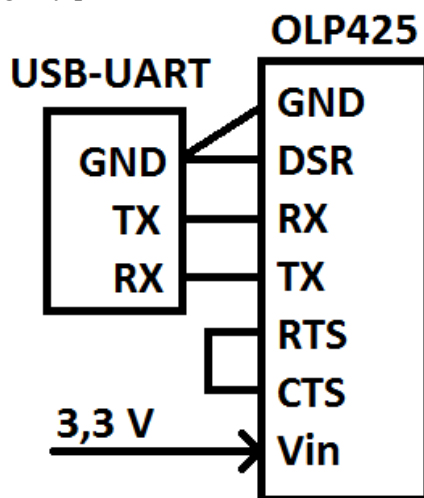
Programování OLP425

Pro účely práce byl zvolen firmware u-blox Low Energy Serial Port Service, který funguje jako bezdrátová sériová linka. Pokud přijdou data na UART od OLP425, tak se data přepošlou do tabletu a naopak. Když pošleme z tabletu data, tak se přepošlou do UART. Nejprve musel být nahrán do modulu přes CC Debugger nový bootloader, který nám umožnil nahrání nového firmware.



Obr. 4.2-4 Schéma propojení OLP425 s CC Debugger pro nahrání nového bootloaderu

Pro samotné nahrání bootloaderu je použit program od Texas Instruments SmartRF Flash Programmer. Po úspěšném nahrání bootloaderu, můžeme nahrát požadovaný firmware. K tomu využijeme virtuální sériovou linku, kterou vytvoříme pomocí redukce USB na UART (3,3 V logická úroveň). Je velice důležité, aby signály přivedené na UART od OLP425 nepřesáhly 3,3 V.



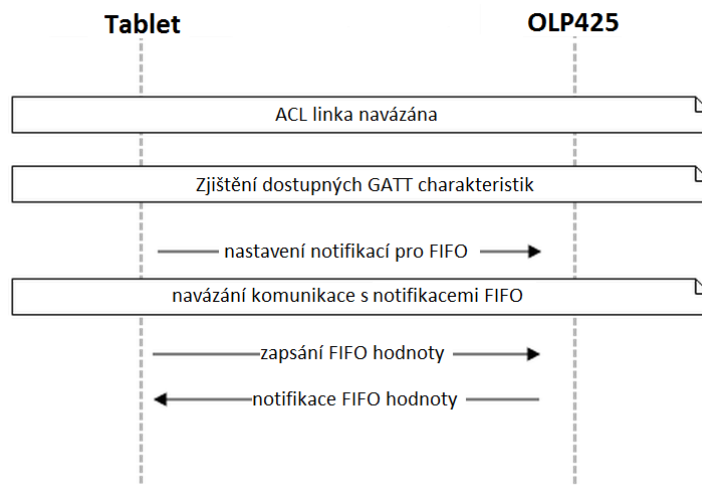
Obr. 4.2-5 Propojení OLP425 s redukcí USB-UART pro nahrání nového firmware

Po úspěšném propojení modulu s počítačem a vytvoření COM portu, můžeme nahrát požadovaný firmware do zařízení pomocí programu Flash Loader, který je dostupný na stránkách výrobce.

Popis firmware Low Energy Serial Port Service

Služba se skládá ze dvou charakteristik FIFO a Credits. Služba Credits simuluje flow control jako u Bluetooth Classic a není v této práci využívána. Charakteristika FIFO slouží pro data přicházející z a do UART. Parametry FIFO charakteristiky jsou tyto:

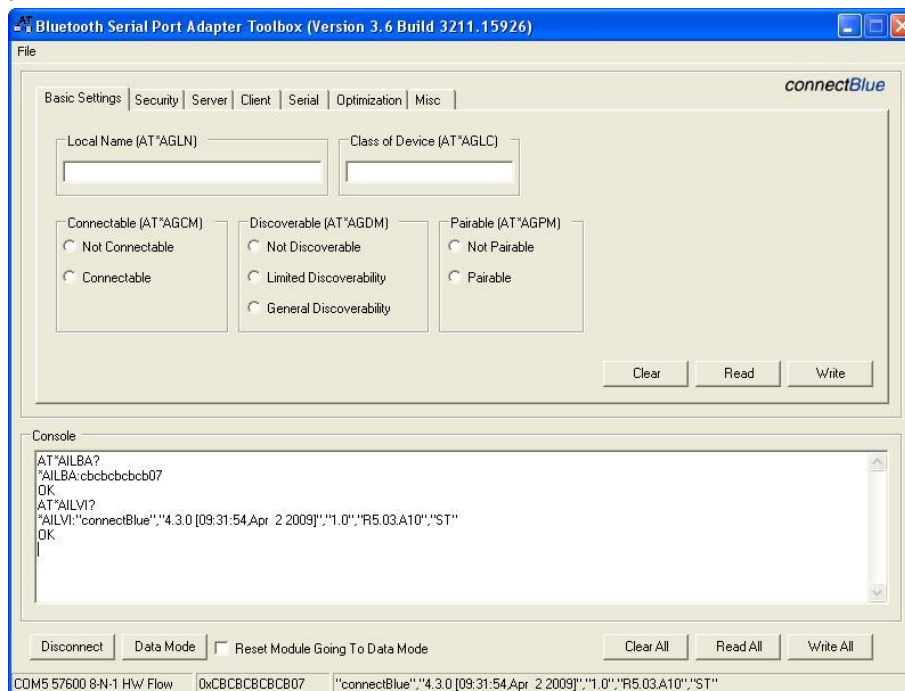
- UUID: 0x2456e1b926e28f83e744f34f01e9d703
- Typ: uint8 array (max. velikost 20 bytů)
- Vlastnosti: Indication/notification/write/write no response



Obr. 4.2-6 Diagram navázání mezi zařízeními

Jak už bylo zmíněno, tato služba zajišťuje přenášení dat z a do UART. To znamená, že pokud pošleme data z tabletu pomocí write do FIFO charakteristiky, tato data se uloží do GATT serveru a jsou přeposlána do zařízení, které je připojené k rozhraní UART na bluetooth modulu. Jelikož máme povoleny notifikace, tak veškerá data, která přijdou do UART na bluetooth modulu jsou uložena do GATT serveru FIFO charakteristiky a automaticky přeposlána do vzdáleného zařízení.

Veškeré parametry bluetooth modulu se nastavují pomocí AT příkazů. K jednoduchému zasílání AT příkazů a nastavování parametrů je dostupný software Serial Port Adapter Toolbox, který je dodáván výrobcem.



Obr. 4.2-7 Ukázka nastavování základních parametrů v Seriál Port Adapter Toolbox

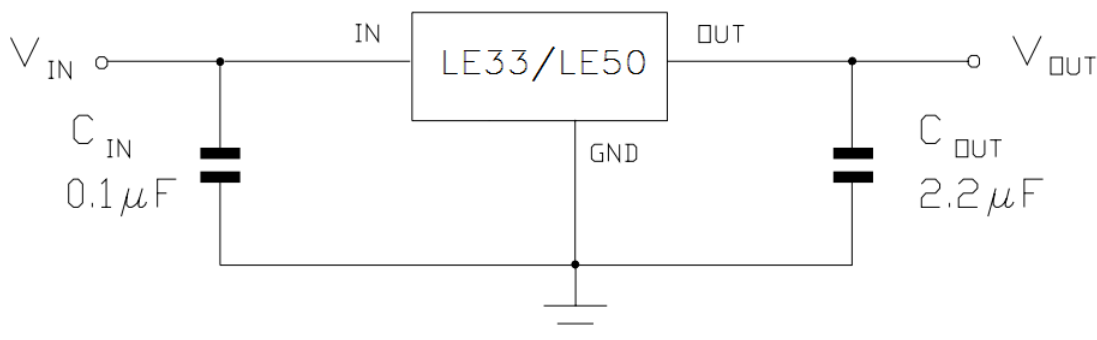
Jediná změna, která byla provedena v nastavení modulu, bylo nastavení parametrů sériového rozhraní a to na baud rate 38400, 8 data bits, no parity bit, 1 stop bit, no flow control.

4.3 Návrh a realizace DPS

Pro návrh desky byl zvolen software CadSoft Eagle. Nejprve zde bylo navrženo schéma a poté rozmístění součástek na desce. Tato kapitola, se bude v dalších svých částech zabývat jednotlivými komponenty desky.

4.3.1 Napájení a stabilizátory

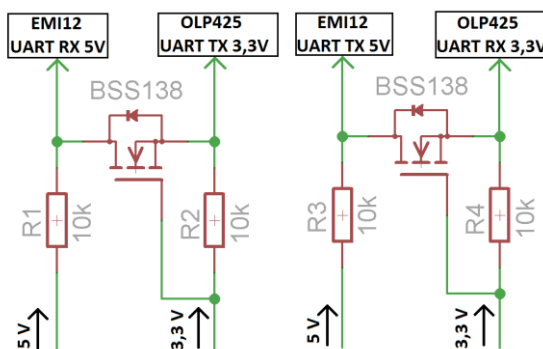
Napájecí napětí pro EMI12 je 5 V a pro OLP425 je 3,3 V. Proto byly zvoleny jako napájení 4 AAA baterie. Dále bylo nutné snížit napětí na požadované hodnoty, což bylo provedeno pomocí stabilizátorů LE33 pro OLP425 a LE50 pro EMI12. Ke stabilizátorům byly dále připojeny kondenzátory pro hladší průběh napětí.



Obr. 4.3-1 Zapojení stabilizátorů LE33/LE50

4.3.2 Měnič logických úrovní

Z důvodu rozdílných logických úrovní na rozhraní UART obou zařízení musel být použit měnič logických úrovní mezi 5 V a 3,3 V obousměrně. To znamená, že pokud EMI12 bude zasílat data přes UART do OLP425, nebo naopak, tato data nejdříve projdou přes měnič.



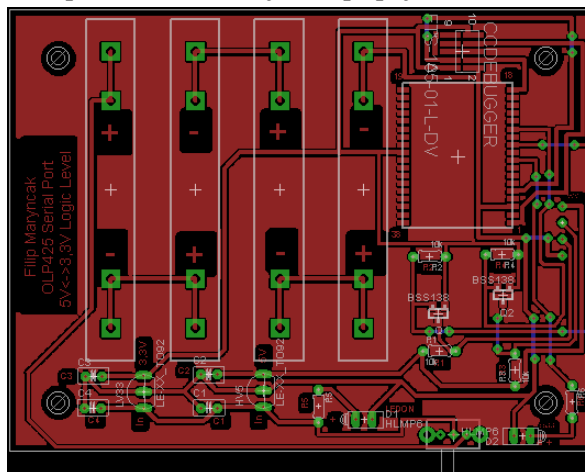
Obr. 4.3-2 Měnič logických úrovní

4.3.3 Vypínač a LED diody

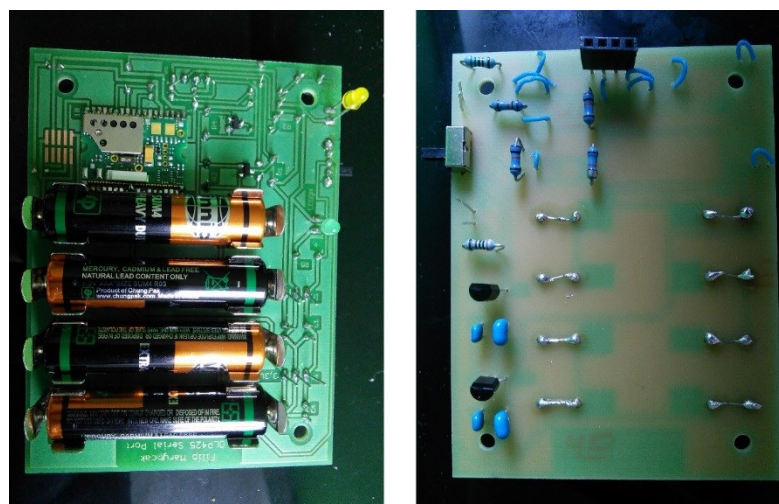
Deska je také osazena jedním vypínačem a dvěma LED diodami. Při sepnutí vypínače se spustí napájecí obvod pro všechny součástky a pokud vše funguje rozsvítí se zelená dioda. Pokud je bluetooth správně napájeno a je připraveno k připojení, svítí také žlutá dioda. Žlutá dioda bude blikat, pokud bluetooth přijímá či vysílá data.

4.3.4 Rozmístění součástek na desce

Deska bylo navrhována jednostranně a většina součástek je osazena ze spodní strany. Na horní straně desky jsou umístěny držáky s bateriemi, LED diody, SMD tranzistory a modul bluetooth aby se zamezilo stínění signálu. Na spodní straně jsou pak všechny odpory, kondenzátory, stabilizátory, vypínač a také propojovací mosty. Velikost desky je stejná jako velikost EMI12 tj. 90 mm x 60 mm. Konektor pro připojení k EMI12 je umístěn na dolní straně desky na stejném místě jako na desce EMI12, proto se desky na sebe pouze nasunou a je vše připojeno.



Obr. 4.3-3 Rozložení součástek na desce



Obr. 4.3-4 Osazená deska

4.3.5 Umístění DPS do krabiček

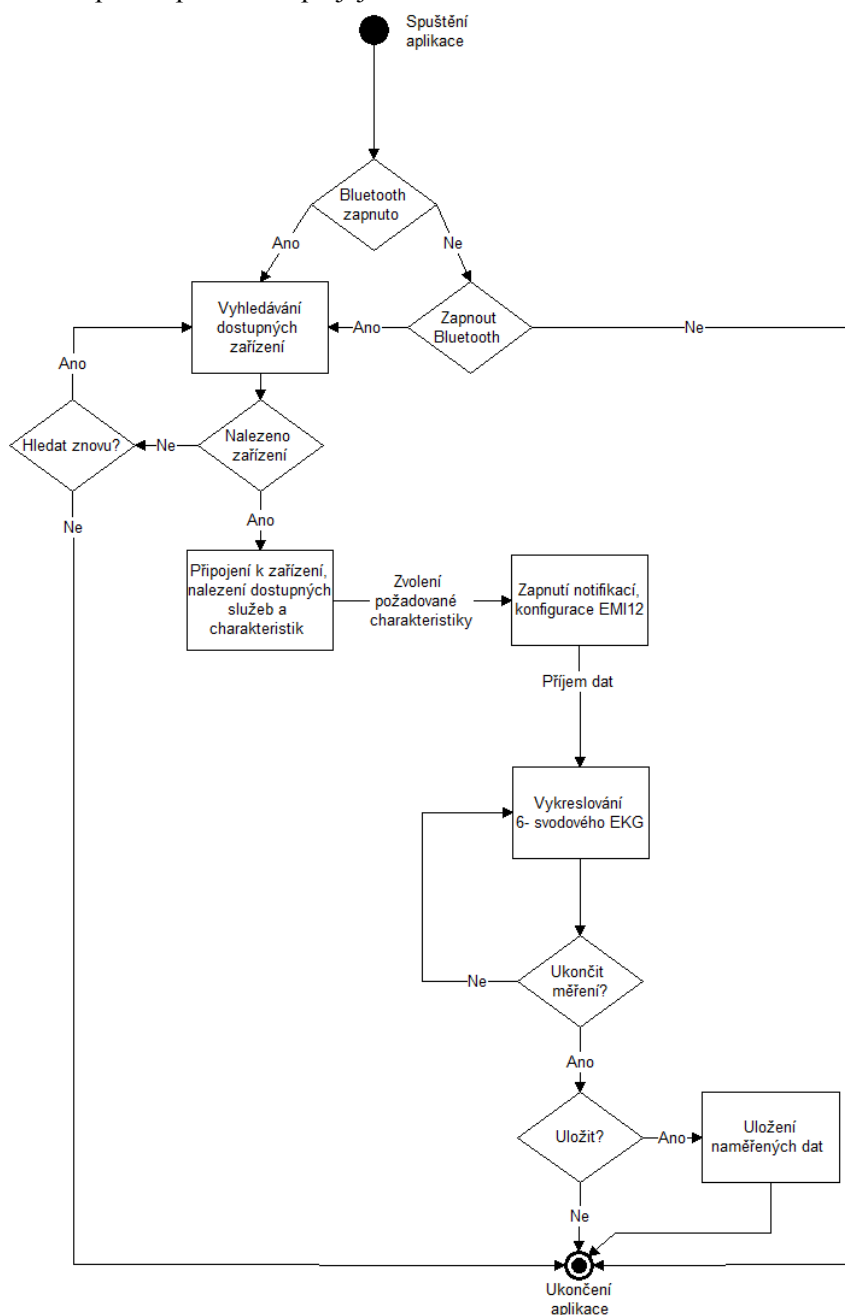
Dalším krokem po osazení desek bylo vložení DPS do krabiček. Pro desku EKG spolu s napájením a bluetooth modulem byla zvolena modrá transparentní krabička o rozměrech (d x š x v) 110 x 82 x 44 mm. Krabička má víko, po jehož sundání se dají bez problému vyměnit baterie. Dále je z krabičky vyveden vypínač a 2 LED diody pro indikaci stavu zařízení a zasílání dat. Pro redukci k elektrodám byla zvolena černá hliníková krabička, aby se zamezilo rušení signálu zvenčí. Hliníková krabička má rozměry (d x š x v) 60 x 45 x 25 mm.



Obr. 4.3-5 Desky umístěné do krabiček

5 Aplikace pro tablet s OS Android

Aplikace pro Android jsou založeny na programovacím jazyce Java. Programovací prostředí bylo zvoleno Android Studio, které je založeno na IntelliJ IDEA. Dle názvu je patrné, že prostředí slouží pouze k programování aplikací pro Android. Jako základ aplikace byla zvolena demo aplikace, kterou poskytuje samotná platforma Android. Tato aplikace byla upravena pro účely práce a následně doplněny části kódu specifické pro naše využití. V dalších podkapitolách budou popsány funkce a řešení aplikace od zapnutí aplikace až po její ukončení.



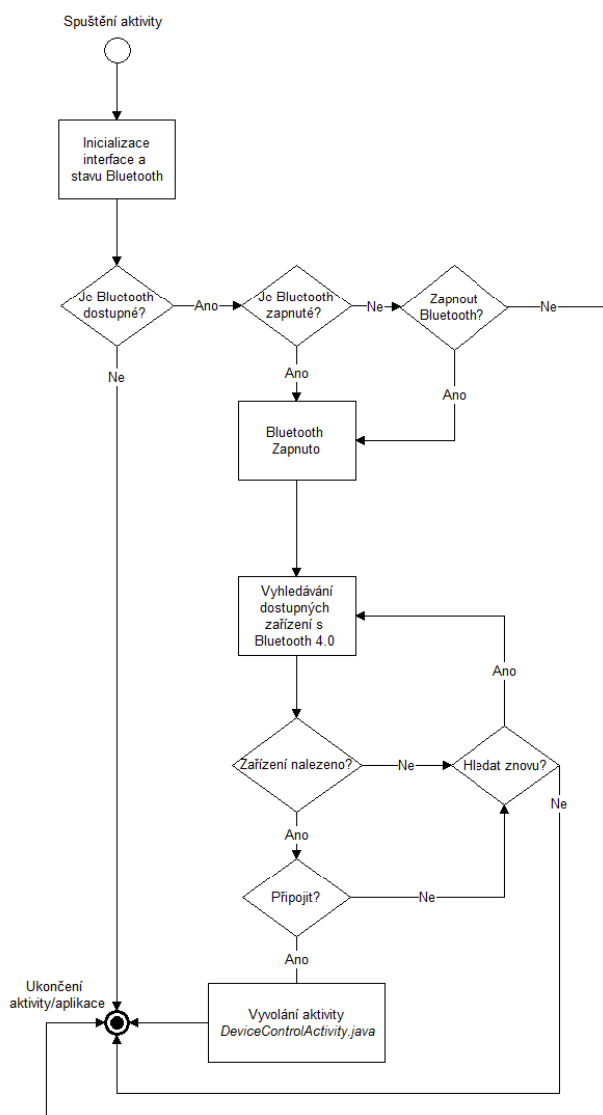
Obr. 4.3-1 Stavový diagram aplikace

5.1.1 Popis aplikace

Tato aplikace je určena pro zařízení s operačním systémem Android a minimální verzí API 18. Dále bude tuto aplikaci možné nainstalovat pouze na zařízení s Bluetooth Low Energy. Aplikace bude sloužit pro komunikaci s elektrokardiografem EMI12 a zobrazování měřených hodnot v grafu. Také bude možnost uložení naměřených hodnot do CSV souboru.

5.1.2 Spuštění aplikace a inicializace bluetooth

Při zapnutí aplikace se spustí aktivita *DeviceScanActivity.java*, která nejprve zjistí, zda je dostupný a zapnutý bluetooth. Pokud je bluetooth dostupný a zapnutý aplikace přejde přímo k vyhledávání dostupných zařízení. Pokud je bluetooth dostupný a není zapnutý, tak aplikace vyzve k jeho zapnutí. A pokud není bluetooth ani dostupný, aplikace se ukončí.



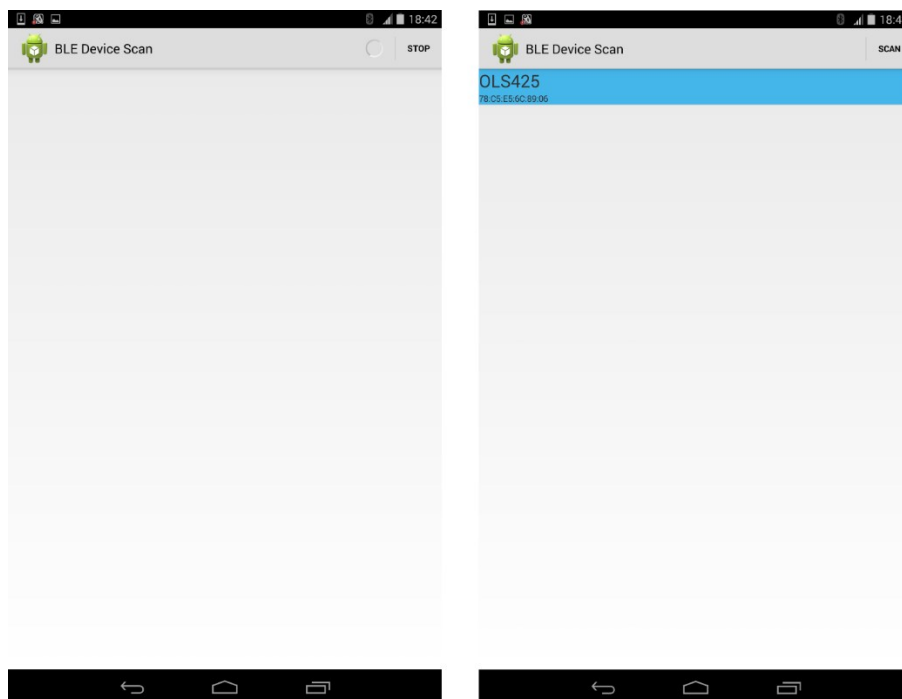
Obr. 4.3-2 Diagram aktivity *DeviceScanActivity.java*

Pro práci s bluetooth musíme v kódu inicializovat *BluetoothManager*, který obsahuje veškerou funkcionalitu bluetooth. Například pokud zjišťujeme, zda je bluetooth na zařízení dostupné, využíváme v aplikaci tohoto kódu:

```
final BluetoothManager bluetoothManager =  
    (BluetoothManager) getSystemService(Context.BLUETOOTH_SERVICE);  
mBluetoothAdapter = bluetoothManager.getAdapter();  
if (mBluetoothAdapter == null) {  
    Toast.makeText(this, R.string.error_bluetooth_not_supported,  
        Toast.LENGTH_SHORT).show();  
    finish();  
    return;  
}
```

5.1.3 Vyhledávání a připojení k zařízení

Jak je patrné z výše uvedeného stavového diagramu, jakmile je bluetooth zapnuto, začne vyhledávání. Vyhledávání je nastaveno na interval 10 s a poté se automaticky ukončí. Uživatel může vyhledávání znova zopakovat stiskem tlačítka *Scan* v pravém horním rohu aplikace.



Obr. 4.3-3 Vyhledávání zařízení (vlevo) a nalezená zařízení (vpravo)

Jakmile si uživatel ze seznamu zvolí zařízení, ke kterému se chce připojit, ukončí se aktivita *DeviceScanActivity.java*. Spustí se aktivita *DeviceControlActivity.java* a třída *BluetoothLeService.java*, která funguje na pozadí a poskytuje informace pro práci s Bluetooth Low Energy. Při ukončení *DeviceScanActivity.java* jsou předány informace o adrese a jméně zařízení aktivitě *DeviceControlActivity.java*.

```

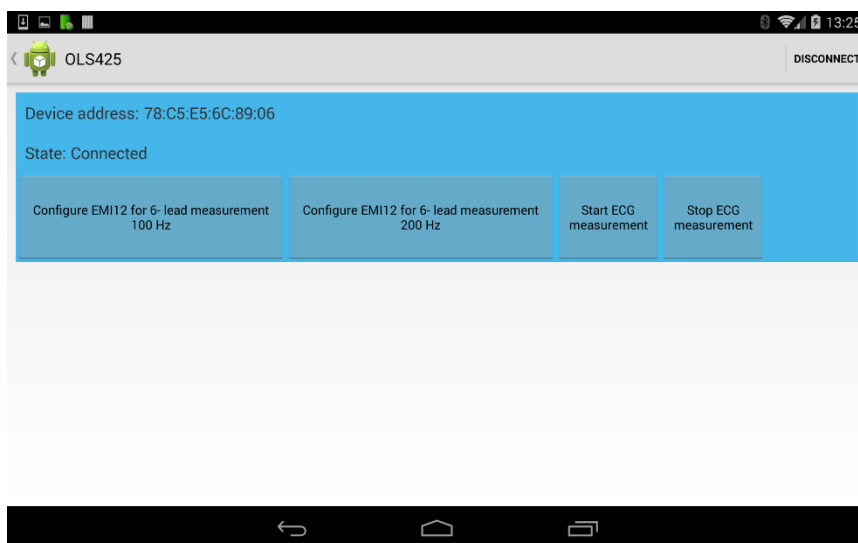
@Override
protected void onItemClick(ListView l, View v, int
position, long id)
{
    final BluetoothDevice device =
    mLeDeviceListAdapter.getDevice(position);
    if (device == null) return;
    final Intent intent = new Intent(this,
    DeviceControlActivity.class);
    intent.putExtra(DeviceControlActivity.EXTRAS_DEVICE_NAME,
    device.getName());
    intent.putExtra(DeviceControlActivity.EXTRAS_DEVICE_ADDRESS,
    device.getAddress());
    startActivity(intent);
}

```

Výše uvedená metoda se spustí při kliknutí na zařízení, ke kterému se chceme připojit. Nejprve vložíme do *Intent* adresu a jméno zařízení pomocí funkce *putExtra* a po vložení spustíme aktivitu *DeviceControlActivity.java*, ve které načteme adresu a název zařízení pomocí funkce *getStringExtra*.

5.1.4 Zapnutí notifikací a konfigurace EMI12

Po úspěšném připojení k zařízení je nutno zapnout notifikace pro FIFO charakteristiku, aby bylo možné odesílat a přijímat data ze vzdáleného zařízení připojeného k rozhraní UART. Jakmile jsou zapnuty notifikace, můžeme nakonfigurovat EMI12 pro potřebné měření. V rámci technických parametrů Bluetooth modulu OLP425 je možný přenos pouze 3- svodového EKG při vzorkovací frekvenci 100 Hz a 200 Hz.

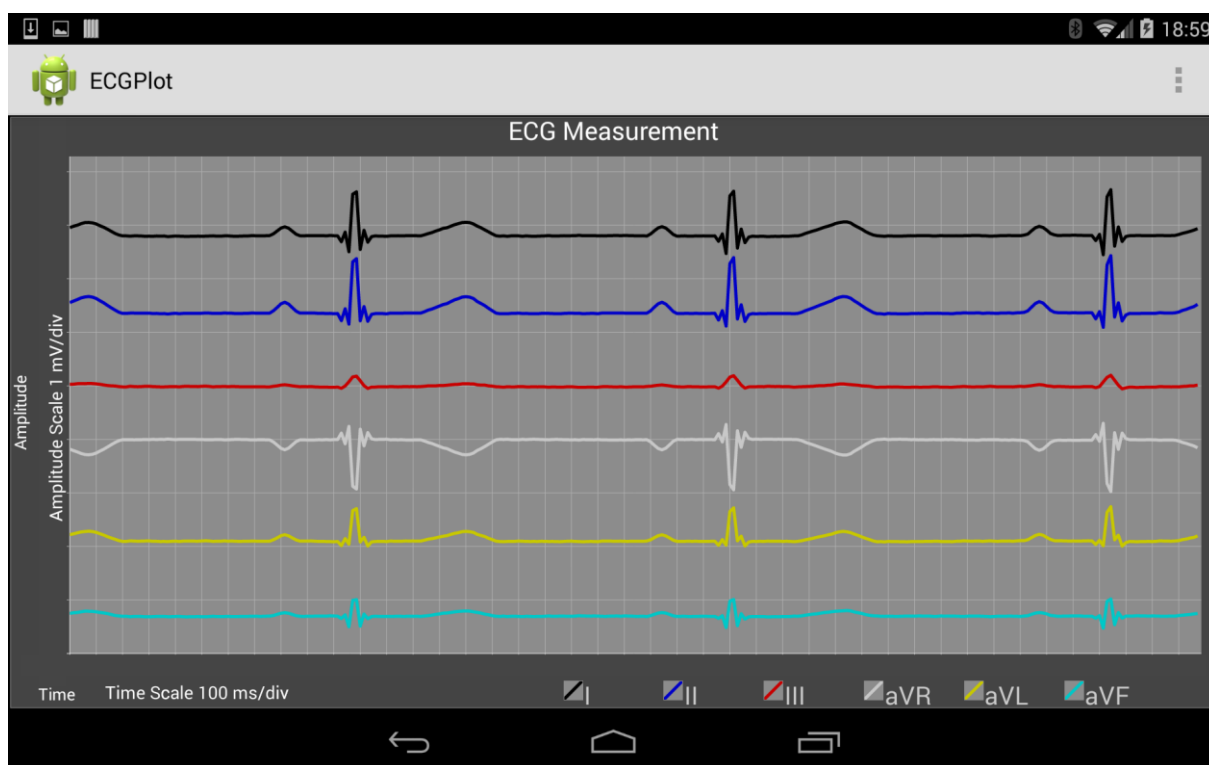


Obr. 4.3-4 Uživatelské rozhraní při připojeném modulu

Notifikace se automaticky nastaví při výběru jedné z konfigurací EMI12. Pro zapnutí notifikací využíváme funkci *setCharacteristicNotification(charac, true)*; kde *charac* je UUID charakteristiky, u které chceme notifikace zapnout, v našem případě *24561b9-26e2-8f83-e744-f34f01e9d703*. Konfiguraci provedeme zasláním příkazů, které jsou popsány v komunikačním protokolu v kapitole 4.1.1.

5.1.5 Příjem dat a vykreslování EKG

Data jsou z bluetooth přijímána pomocí notifikací z FIFO charakteristiky. Když jsou data z notifikací dostupná, jsou načtena do třídy *Buffer.java*, která souží jako vyrovnávací paměť pro data, aby nedošlo k jejich ztracení nebo přehlcení. Jelikož bluetooth pakety chodí maximálně o velikosti 20 bytů je nutno rozlišit začátek a konec paketu. Tím bylo docíleno detekce bytu 0xFC pro začátek a 0xFD pro konec. Jakmile je detekováno 0xFC začnou se data načítat do pole jako jeden paket a jakmile je detekováno 0xFD paket je ukončen a je odeslán na dekódování. Algoritmus pro dekódování byl vytvořen dle komunikačního protokolu EMI12 a je prováděn v metodě *EMIDecode*, která se nachází ve třídě *BluetoothLeService.java*. Jakmile uživatel stiskne tlačítko *Start ECG measurement*, zapne se aktivita *ECGPlot.java*, která slouží pro vykreslování EKG. Do této aktivity jsou kontinuálně přijímána data z metody *EMIDecode* a následně rozdělena do jednotlivých svodů. Poté jsou jednotlivé hodnoty svodů uloženy do třídy *Buffer.java*, aby byla zaručena kontinuita přidávání hodnot do grafu.



Obr. 4.3-5 Aktivita *ECGPlot.java* pro vykreslování EKG

Problémy se zpracováním dat

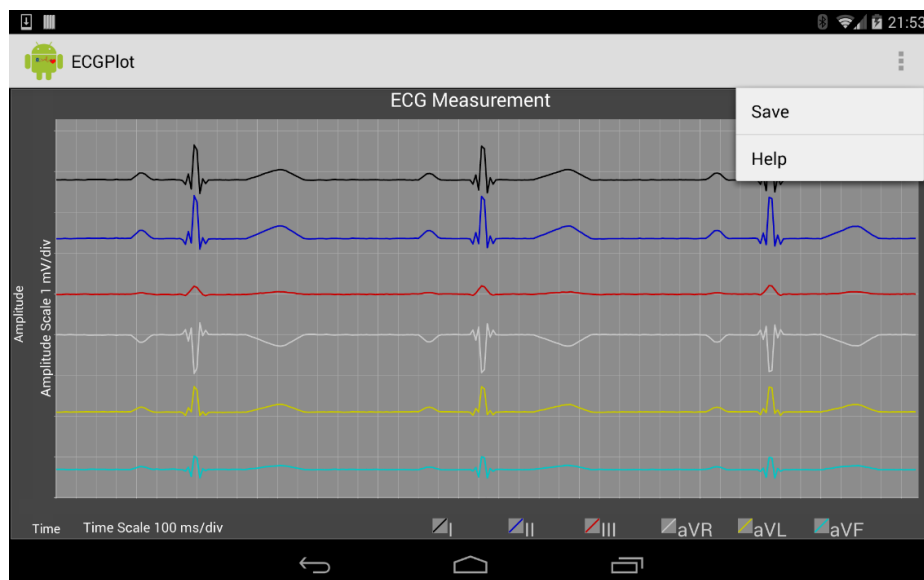
Jak je patrné z výše uvedeného obrázku, vlny P a T se vykreslují přesně dně simulovaného měřeného signálu. Při dekódování dat, ale vzniká v programu chyba, která způsobuje, že se vlna R nevykresluje správným způsobem. Tato chyba pravděpodobně vzniká při dekódování dat přicházejících z EMI12. Data jsou přijímána jako pole bytu a následně dekódována dle komunikačního EMI12. Programovací jazyk Java, na kterém je založeno programování aplikací pro Android, má všechny hodnoty uloženy jako dvojkový doplněk (angl. two's complement). Při dekódování je využíváno operací s bity, konkrétně posouvání bitů. Java si při posouvání bitů vnitřně automaticky změní datový typ byte na datový typ int a doplní dle dvojkového doplněku. Zde dle mého názoru dochází k nechtěné změně dat, které vedou k chybnému vykreslování R kmitu. Jelikož datový typ byte má velikost 8 bitů a datový typ int má velikost 32 bude posunutím bitů docíleno jiné hodnoty, než je požadovaná. Při nižších amplitudách signálu je signál vykreslován normálně, ale ve vyšších amplitudách se začne projevovat chyba ve zpracování dat. Tento problém byl řešen několika různými způsoby, žádný však nevedl k vyřešení problému. Hlavní pozornost v odstranění chyby byla směřována na metodu *EMIDecode* a v ní prováděné operace s bity. Různé varianty této metody jsou uvedeny v příloze č. 5 a ke každé variantě je uveden obrázek vykreslovaného signálu.

5.1.6 Uložení dat a ukončení aplikace

Při vykreslování má uživatel možnost uložení všech doted' naměřených dat. Tato data se uloží do .csv souboru a soubor se bude nacházet ve složce s daty aplikace.

```
if (Values_to_save.size() == 0)
    Toast.makeText(this, "No data to save",
        Toast.LENGTH_SHORT).show();
else {
    try {List<String> vals = new ArrayList<String>();
        CSVWriter writer = new CSVWriter(new
            FileWriter(getExternalFilesDir(null)+"ECGValues.csv
                "),',,');
        String[] entries = Values_to_save.toArray(new
            String[Values_to_save.size()]);
        writer.writeNext(entries);
        writer.close();
        Values_to_save.clear();
        Toast.makeText(this, "ECG values saved",
            Toast.LENGTH_SHORT).show();
    }
    catch (IOException e) {
        Toast.makeText(this, "Error while saving values",
            Toast.LENGTH_SHORT).show();
    }
}
```

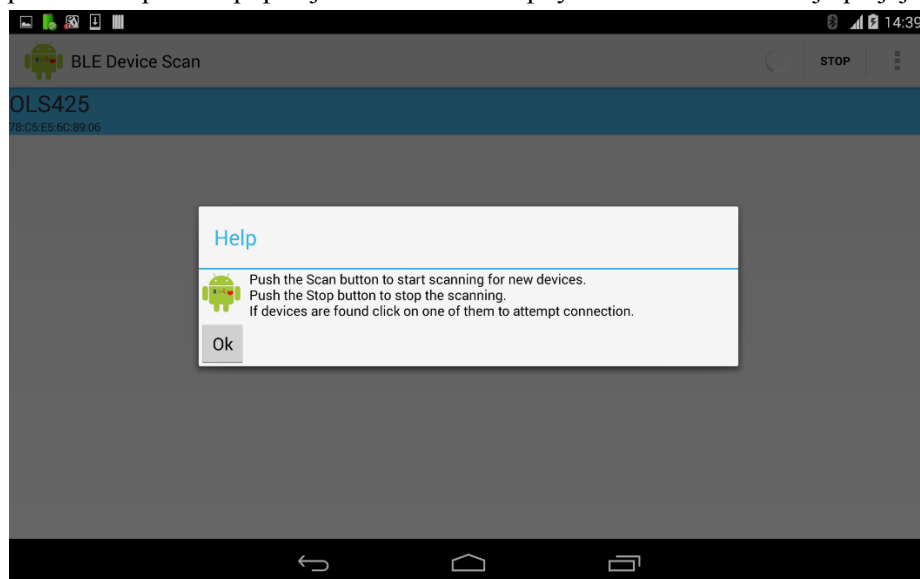
Výše uvedená ukázka kódu obstarává uložení dat. Přijatá data se průběžně ukládají do proměnné *Values_to_save*, která se pošle do metody pro uložení dat při stisku tlačítka *save*. Pro správné ukončení měření musí uživatel při ukončení měření stisknout tlačítko *zpět* a poté stisknout tlačítko *Stop ECG Measurement*. Poté může uživatel odejít z aplikace stiskem tlačítka *domů* nebo mnohonásobným stisknutím tlačítka *zpět*.



Obr. 4.3-6 Menu s možností uložení dat či nápovědy

5.1.7 Nápověda pro uživatele

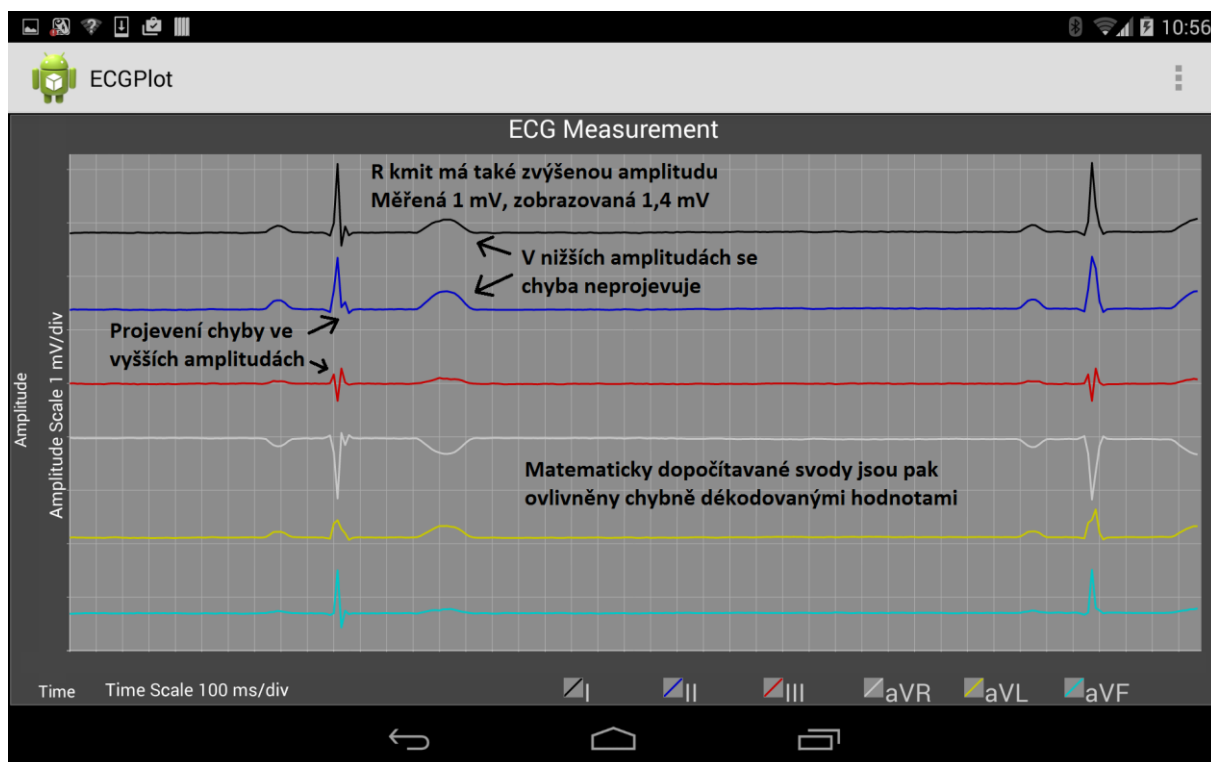
V každém okně aplikace má uživatel možnost zobrazení nápovědy pro právě otevřenou obrazovku aplikace. Nápověda popisuje funkčnost dostupných tlačítek a co se děje po jejich stisku.



Obr. 4.3-7 Nabídka Help pro úvodní obrazovku při vyhledávání zařízení

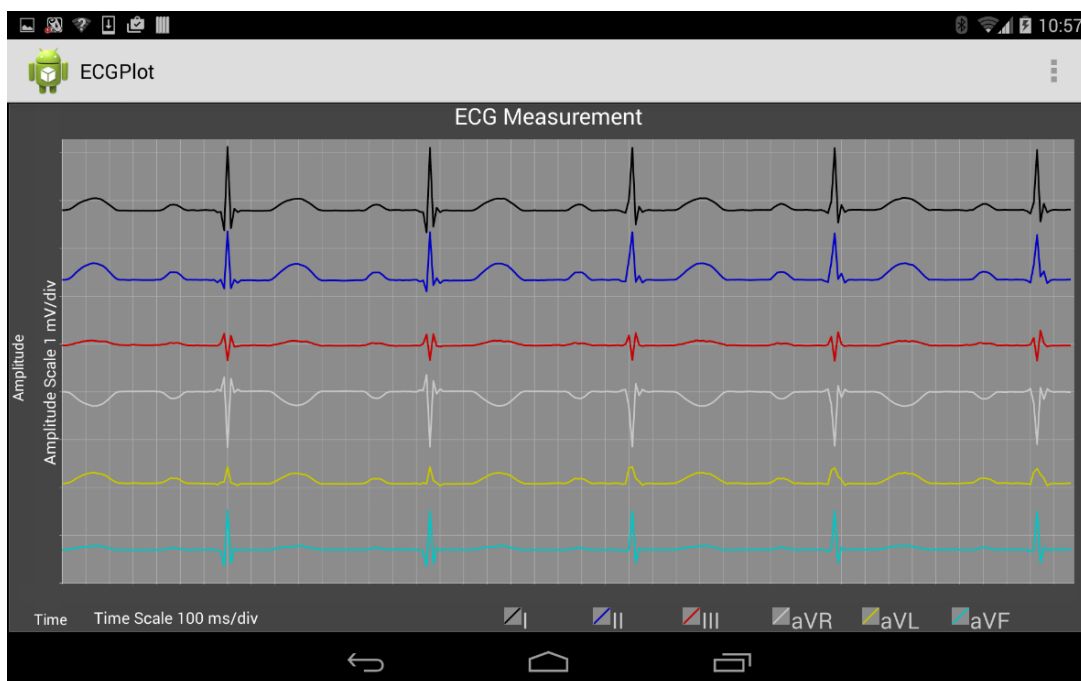
6 Testování

V závěru bakalářské práce byly provedeny testy, pro ověření správnosti vykreslování měřeného EKG signálu. Jako přesný zdroj EKG signálu byl vybrán generátor EKG signálu PS410 od firmy FLUKE. Nejprve bylo testováno správné časové a napětové měřítko při snímání fyziologického EKG srdce při změnách tepu.



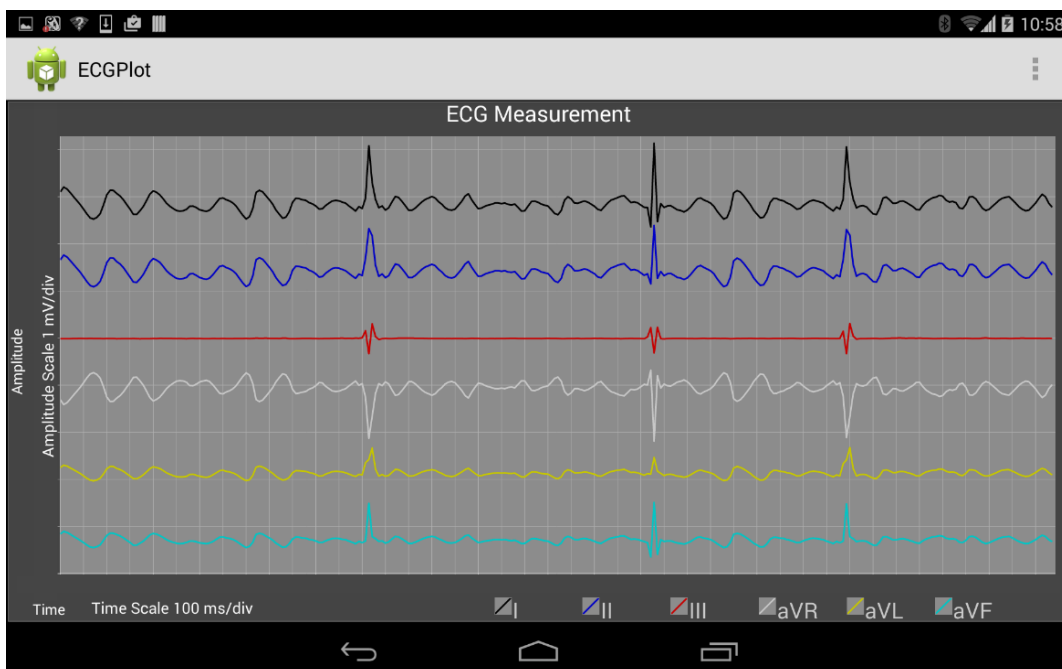
Obr. 4.3-1 EKG signál při 30 BPM

Jak můžeme vidět z výše uvedeného obrázku, časové měřítko odpovídá EKG signálu při 30 BPM. Napětové měřítko je správné u vlny P a T, ale u kmitu R se zde projevuje lehká odchylka, která je způsobena chybou dekodování paketu. Tato chyba je popsána v předchozí kapitole. Dalším měřením bylo testováno vykreslování při 100 BPM.



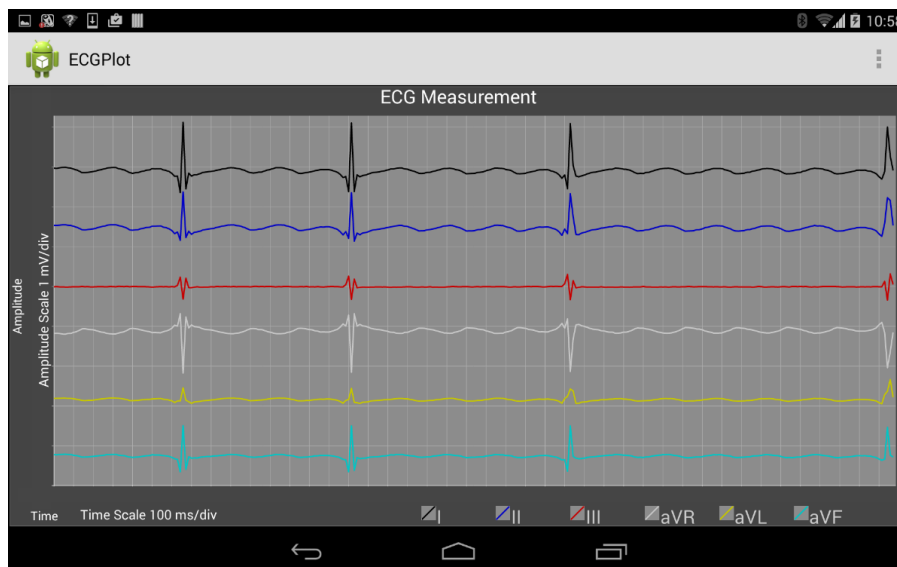
Obr. 4.3-2 EKG signál při 100 BPM

Při testování signálu při 100 BPM můžeme vidět, že napětové a časové měřítka jsou opět v pořádku kromě kmitu R, ve kterém se projevuje již zmiňovaná chyba. Jako další testování bylo provedeno vykreslování arytmií a to konkrétně atriální fibrilace a atriálního flutteru.



Obr. 4.3-3 EKG signál při atriální fibrilaci

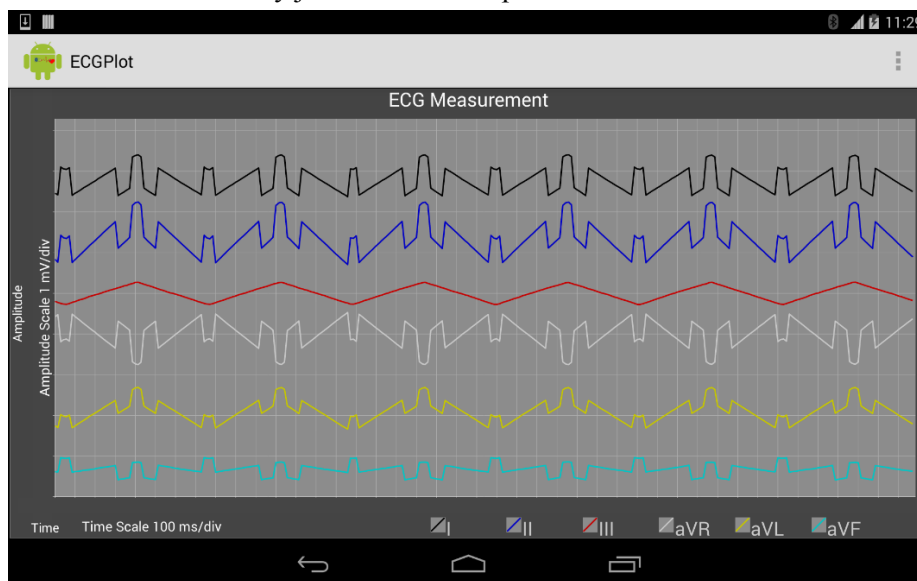
Při atriální fibrilaci můžeme vidět chaotický pohyb EKG křivky mezi zřetelně viditelnými R kmity, které jsou v nepravidelné vzdálenosti od sebe. Tyto znaky jsou typické pro atriální fibrilaci.



Obr. 4.3-4 EKG signál při atriálním flutteru

Posledním testovaným EKG signálem byl atriální flutter, který můžeme vidět na výše uvedeném obrázku. Ten je velice podobný jako atriální fibrilace a zobrazování signál na obrázku odpovídá signálu z generátoru.

Posledním obrázkem je ukázka z testování různých variant metody *EMIDecode*, ve které jsme se pokoušeli odstranit chybu zpracování dat. Testy byly provedeny pomocí přesného generátoru signálu 7000DP od firmy FLUKE. Byl generován signál trojúhelníkového tvaru o amplitudě 1 mV a frekvenci 2 Hz. Testované metody jsou k nalezení v příloze č. 5.



Obr. 4.3-5 Varianta metody *EMIDecode* test1.txt

6.1 Úprava software na základě testování

Na základě testování byla zjištěna chyba v dekódování hodnot, která způsobovala chybu ve správném vykreslování 2 bytových hodnot. Ve výše uvedeném text jsou zmíněny různé testované metody, které byly použity pro dekódování dat, ovšem ani jedna nevyřešila tento problém. Finální a funkční metoda je uvedena v příloze č. 5 pod názvem test6.txt. Během testování bylo zjištěno, že se chyba projevuje pouze při dekódování 2 bytových hodnot, tak vznikla úvaha, že je chyba pravděpodobně v úseku kde se 2 byty dávají k sobě a vzniká tak výsledná hodnota. Níže uvedená úprava kódu pro dekódování 2 bytových hodnot v metodě *EMIDecode* vyřešila chybu ve špatném dekódování a následném vykreslování hodnot.

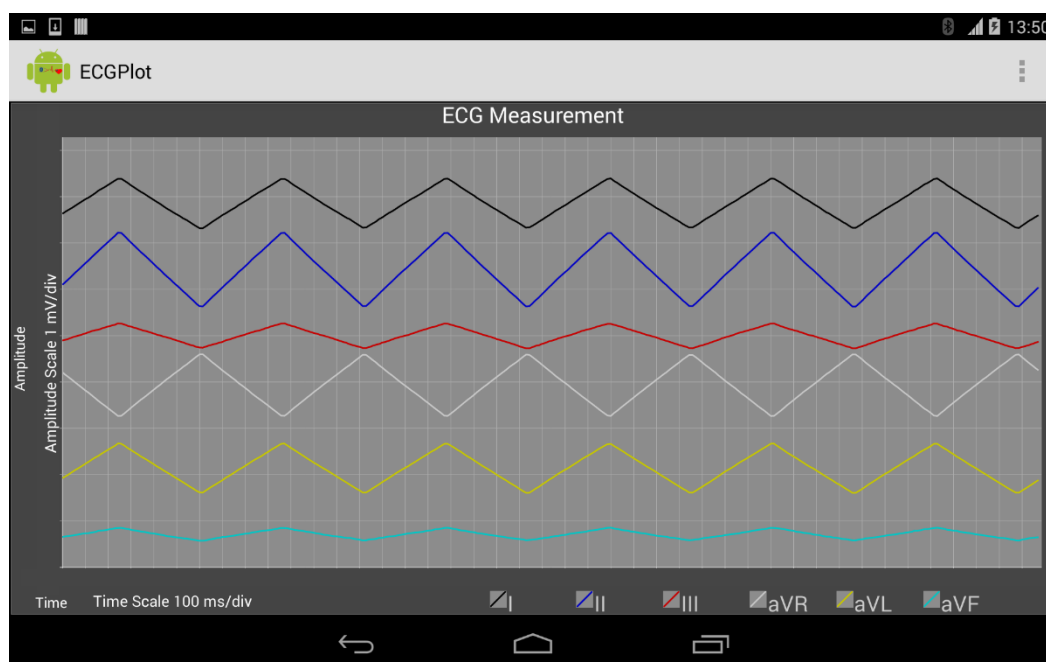
```
Decoding_buffer = (byte)(Payload.get(i) | (byte)0x01);
if(Decoding_buffer == Payload.get(i))
{
    if(Decoding_buffer==(byte)0x01)
    {
        i++;
        if(Payload.get(i)<0)
        {
            Values.add(256+Payload.get(i));
        }
        else
        {
            Values.add((int)Payload.get(i));
        }
    }
    else
    {
        Decoding_buffer = (byte)(Payload.get(i)&(byte)0xFE);
        variable=Decoding_buffer << 7;
        i++;
        if(Payload.get(i)<0)
        {
            Values.add(variable | (256+Payload.get(i)));
        }
        else
        {
            Values.add(variable | Payload.get(i));
        }
    }
}
```

Při příjmu dvou bytové hodnoty mohou nastat čtyři situace, týkající se hodnoty první bitu v každém z bytů. V programovacím jazyce Java existují pouze tzv. signed proměnné. První bit v bytu označuje, zda je hodnota kladná (první bit je 0), nebo záporná (první bit je 1). Hodnoty v Java jsou uloženy pomocí dvojkového doplňku, který nám místo klasické velikost bytu 0 až 255 vytvoří rozsah -128 až 127, čímž umožňuje ukládání záporných hodnot.

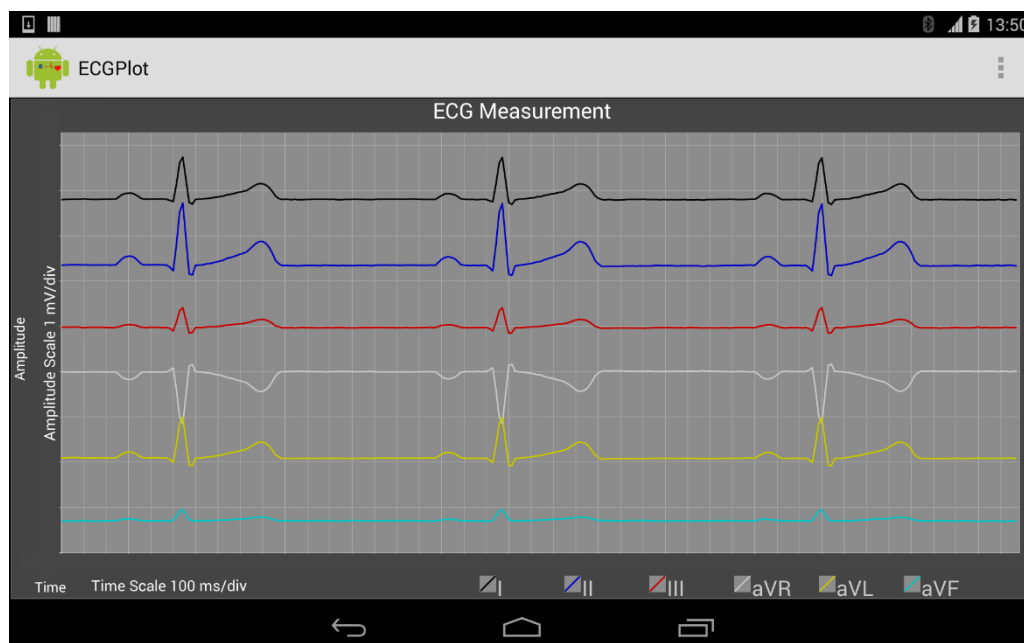
| Hodnota 1. bitu v prvním bytu | Hodnota 1. bitu v druhém bytu | Výsledné znaménko |
|-------------------------------|-------------------------------|-------------------|
| 1 | 1 | - |
| 0 | 1 | + |
| 1 | 0 | - |
| 0 | 0 | + |

Tabulka 6.1-1 Možnosti prvních bitů ve dvou bytových hodnotách

Problém nastal v situaci, když hodnota prvního bitu v druhém bytu byla rovna 1. Programovací jazyk Java tuto hodnotu bral automaticky jako zápornou a převedl ji dle dvojkového doplňku, čímž se změnily původní byty a po zařazení tohoto druhého bytu za byte první vznikla chybná hodnota. Toto bylo vyřešeno, jak je vidět na výše uvedené ukázce kódu, pomocí rozlišení druhých bytů, které mají první bit o hodnotě jedna. Pokud ano, byly převedeny přičtením 256 na původní hodnotu a poté zařazeny za druhý byte. Pro výsledné testování byl použit přesný generátor signálu 7000DP od firmy FLUKE. Byl generován signál trojúhelníkového tvaru o amplitudě 1 mV, frekvenci 2 Hz a fyziologické EKG při 60 BPM.



Obr. 6.1-1 Trojúhelníkový signál amplituda 1 mV, frekvence 2 Hz



Obr. 6.1-2 EKG signál 60 BPM

Po úpravě kódu se již hodnoty dekodovaly správně a snímané signály byly správně vykreslovány. Hodnoty vykreslované v grafu odpovídají jak časovému tak napětovému měřítku.

7 Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo vytvoření měřicího řetězce pro měření 12-svodového EKG s následným bezdrátovým přenosem pomocí Bluetooth Low Energy do tabletu s operačním systémem Android.

Nejprve bylo důležité se seznámit s technologií Bluetooth Low Energy a principem přenosu dat pomocí této technologie. Dále zjištění technických parametrů a omezení, která tato technologie skýtá. Při tomto kroku bylo zjištěno, že vybraná zařízení mají omezenou velikost paketu, který mohou přijmout na komunikační rozhraní UART. V tomto případě to bylo u modulu OLP425 200 bytů. Z tohoto údaje byl vyvozen závěr, že není možné bezpečně přenášet data 12-svodového EKG, protože velikost paketu 12-svodového EKG dosahuje velikosti až 220 bytů. Proto bylo zvoleno měření 3-svodového EKG s následným dopočítáním a zobrazením 6-svodového EKG.

Dalším krokem bylo navržení zapojení elektronických součástek a následně umístění těchto součástek na DPS. Jako napájení byly zvoleny čtyři AAA baterie s celkovým napětím 6V, které slouží jak na napájení elektrokardiografu, tak k napájení Bluetooth modulu a signalizačních diod. Finální zařízení je umístěno do transparentní krabičky. Toto zařízení je možné ihned použít k měření EKG.

Díky testování byla nalezena chyba v software, která způsobovala chybné dekódování dat, čímž bylo způsobeno chybné vykreslování měřených signálů. Odstranění této chyby bylo jedno z nejvíce časově náročných úkonů v této práci. Bylo zjištěno, že se chyba vyskytuje pouze u dvou bytových hodnot a z této hypotézy vzniklo úspěšné řešení problému. Toto řešení vedlo ke správnému dekódování hodnot a správnému vykreslování snímaných signálů.

Aplikace pro OS Android byla vytvářena v programovacím prostředí Android Studio. Podmínkou pro funkčnost aplikace je mít minimální verzi API 18 a podporu Bluetooth Low Energy v daném zařízení. Vývoj a testování bylo prováděno na zařízení Nexus 7 a proto je doporučeno používat aplikaci na tomto zařízení.

Výsledkem této bakalářské práce je plně funkční přístroj připravený k okamžitému měření EKG. Zařízení bych doporučil k měření EKG a monitorování pacientů jak z oblasti kardiologie, tak k monitorování pacientů, kterým chceme zajistit co největší mobilitu. Ze zobrazovaného 6-svodového EKG je možné určit s jistotou rychlost srdeční aktivity a také pozorovat chyby v srdečním rytmu či případné arytmie. Nejužitečnější stránkou této práce je, že zařízení je zcela bezdrátové a s velmi nízkou spotřebou. Výhodou je, že přístroj je napájen pomocí baterií a data jsou přenášena bezdrátově pomocí Bluetooth, čímž je možno zařídit plnou mobilitu pacienta. Pro pozorovatele měření je výhodou, že si pohodlně zobrazí měřená data na tabletu bez nutnosti připojování kabelu.

Seznam obrázků

| | |
|---|----|
| Obr. 2.1-1 Anatomie srdce [18] | 3 |
| Obr. 2.2-1 Převodní systém srdeční | 4 |
| Obr. 2.3-1 Einthovenovy bipolární končetinové svody | 6 |
| Obr. 2.3-2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody | 6 |
| Obr. 2.3-3 Wilsonovy unipolární hrudní svody. Umístění hrudních elektrod [19] | 7 |
| Obr. 2.3-4 EKG křivka fyziologicky zdravého srdce | 8 |
| Obr. 2.3-5 Blokové schéma předzpracování EKG signálu | 10 |
| Obr. 2.4-1 Topologie sítě Bluetooth | 12 |
| Obr. 2.4-2 Architektura Bluetooth Low Energy | 14 |
| Obr. 3.3-1 Blokové schéma měřícího řetězce | 21 |
| Obr. 4.1-1 Corscience EMI12 [21] | 21 |
| Obr. 4.1-2 Redukce pro elektrody | 22 |
| Obr. 4.1-3 Návrh redukce v programu Eagle | 22 |
| Obr. 4.2-1 Vývojový kit DKBLE112 od Bluegiga s připojeným CC Debugger od Texas Instruments [20] | 24 |
| Obr. 4.2-2 Blokový diagram ověřovací smyčky | 25 |
| Obr. 4.2-3 u-blox connectBlue OLP425 [22] | 26 |
| Obr. 4.2-4 Schéma propojení OLP425 s CC Debugger pro nahrání nového bootloaderu | 26 |
| Obr. 4.2-5 Propojení OLP425 s redukcí USB-UART pro nahrání nového firmware | 27 |
| Obr. 4.2-6 Diagram navázání mezi zařízeními | 28 |
| Obr. 4.2-7 Ukázka nastavování základních parametrů v Seriál Port Adapter Toolbox | 28 |
| Obr. 4.3-1 Zapojení stabilizátorů LE33/LE50 | 29 |
| Obr. 4.3-2 Měnič logických úrovní | 29 |
| Obr. 4.3-3 Rozložení součástek na desce | 30 |
| Obr. 4.3-4 Osazená deska | 30 |
| Obr. 4.3-5 Desky umístěné do krabiček | 31 |
| Obr. 4.3-1 Stavový diagram aplikace | 32 |
| Obr. 4.3-2 Diagram aktivity <i>DeviceScanActivity.java</i> | 33 |
| Obr. 4.3-3 Vyhledávání zařízení (vlevo) a nalezená zařízení (vpravo) | 34 |
| Obr. 4.3-4 Uživatelské rozhraní při připojeném modulu | 35 |
| Obr. 4.3-5 Aktivita <i>ECGPlot.java</i> pro vykreslování EKG | 36 |
| Obr. 4.3-6 Menu s možností uložení dat či nápovědy | 38 |
| Obr. 4.3-7 Nabídka Help pro úvodní obrazovku při vyhledávání zařízení | 38 |
| Obr. 4.3-1 EKG signál při 30 BPM | 39 |
| Obr. 4.3-2 EKG signál při 100 BPM | 40 |
| Obr. 4.3-3 EKG signál při atriální fibrilaci | 40 |
| Obr. 4.3-4 EKG signál při atriálním flutteru | 41 |
| Obr. 4.3-5 Varianta metody <i>EMIDecode</i> test1.txt | 41 |
| Obr. 6.1-1 Trojúhelníkový signál amplituda 1 mV, frekvence 2 Hz | 43 |
| Obr. 6.1-2 EKG signál 60 BPM | 44 |

8 Literatura

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [2] HORÁČEK, Jaroslav. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2006, 113 s. ISBN 80-248-1203-7.
- [3] HAMAN, Petr. *Výukový web EKG* [online]. Plzeň [cit. 2014-11-19]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>.
- [4] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012, 222 s. Sestra (Grada). ISBN 978-802-4739-182.
- [5] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 320 s. ISBN 978-802-4725-260.
- [6] THALER, Malcolm S. *The only EKG book you'll ever need*. 6th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams, c2010, x, 326 p. ISBN 16-054-7140-2.
- [7] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Brno 2007. ISBN: ABM 07-91.
- [8] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007, 155 s. ISBN 978-80-248-1605-0.
- [9] GUPTA, Naresh. *Inside Bluetooth Low Energy*. London: Artech House, 2013, xxvi, 395 pages. Artech House mobile communications series. ISBN 16-080-7579-6.
- [10] Our History. BLUETOOTH SPECIAL INTEREST GROUP. *Bluetooth Special Interest Group* [online]. [cit. 2014-12-14]. Dostupné z: <http://www.bluetooth.com/Pages/History-of-Bluetooth.aspx>
- [11] Fast Facts. BLUETOOTH SPECIAL INTEREST GROUP. *Bluetooth Special Interest Group* [online]. [cit. 2014-12-14]. Dostupné z: <http://www.bluetooth.com/Pages/Fast-Facts.aspx>
- [12] What is Bluetooth. POOLE, Ian. *Radio-Electronics.com* [online]. [cit. 2014-12-14]. Dostupné z: http://www.radio-electronics.com/info/wireless/bluetooth/bluetooth_overview.php
- [13] HEYDON, Robin. *Bluetooth low energy: The developer's handbook*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2012, 345 p. ISBN 978-0-13-288836-3.
- [14] Communications Topology. BLUETOOTH SIG. *Bluetooth: Developer Portal* [online]. [cit. 2014-12-22]. Dostupné z: <https://developer.bluetooth.org/TechnologyOverview/Pages/Topology.aspx>
- [15] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [16] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002, 655 s. ISBN 80-716-9140-2.
- [17] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [18] Labeled human heart diagram. *Pray40* [online]. 2014 [cit. 2014-11-19]. Dostupné z: <http://www.pray40.com/labeled-human-heart-diagram/>. (upraveno)

- [19] Chest Leads. SCHOOL OF HEALTH SCIENCES. *The University of Nottingham* [online]. Nottingham [cit. 2014-11-19]. Dostupné z: http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/chest_leads.php. (upraveno)
- [20] Conexión DKBLE112 con PC. MONTERO, Javi. *Javimontero: Things - Mixed Thoughts* [online]. 2012 [cit. 2015-03-28]. Dostupné z: <http://www.javimontero.com/blog/2012/04/conexion-dkble112-con-pc/>
- [21] CORSCIENCE GMBH & CO. KG. *CS60168D.pdf: EMI12 Datasheet*. 2010, 48 s.
- [22] ConnectBlue OLS425 / OLP425 Bluetooth low energy modules. U-BLOX. *U-blox* [online]. [cit. 2015-04-02]. Dostupné z: <http://www.u-blox.com/en/bluetooth-wifi-multiradio-modules/bluetooth-low-energy/ols425-olp425-modules.html>

9 Přílohy

Příloha 1: Schéma celého zapojení (CD)

Příloha 2: Podklady pro výrobu DPS (CD)

Příloha 3: Programový kód vyvinuté aplikace (CD)

Příloha 4: Samotná aplikace ve formátu .apk (CD)

Příloha 5: Testované metody *EMIDecode* (CD)